

HÜFTENDOPROTHESEN 1968—1978

BAND I

Josef Piehler

1981

DISSERTATIONS - UND FOTODRUCK FRANK GmbH
8000 München 2, Gabelsbergerstraße 15, Tel. 2809090

AUS DER CHIRURGISCHEN KLINIK DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Direktor: Professor Dr. G. Heberer

HÜFTENDOPROTHESEN 1968 - 1978

BAND I

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und einer Hohen Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Josef Piehler

aus

München

München 1980



Berichterstatter: Prof. Dr. Bedacht

Mitberichterstatter: Prof. Dr. G. Heberer

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 23. 4. 81

Meinen Eltern

INHALTSVERZEICHNIS

EINLEITUNG	8
A) <u>MODERNER KNOCHENZEMENT</u>	12
I. STRUKTUR	12
II. MECHANISCHE EIGENSCHAFTEN	13
1. Zugfestigkeit der Verbindung Spongiosa - PMMA	13
2. Scherfestigkeit der Verbindung Spongiosa - PMMA	15
3. Die Veränderung der mechanischen Eigenschaften des PMMA durch die verschiedenen Zusätze	18
III. PHYSIKALISCHE EIGENSCHAFTEN	26
1. Das Problem der Erwärmung von Knochenzement bei der Polymerisa- tion	26
2. Wärmeentwicklung im Knochen bei der Polymerisation von Knochen- zement	28
3. Volumenänderung von Knochenzementen während der Polymerisation	31
4. Die Verarbeitungszeit von Knochen- zementen	34
IV. ALLERGISCHE REAKTIONEN	37
V. WIRKUNGEN VON METHYLMETACRYLAT AUF DAS KARDIOVASKULÄRE SYSTEM	38
VI. DIE WIRKUNG VON PMMA AUF DIE AKTIVITÄT DES BLUTGEWINNUNGSSYSTEMS	44
VII. PATHOLOGISCHE GEWEBSREAKTIONEN BEI VER- WENDUNG VON METHYLMETACRYLAT	45

VIII.	KNOCHENREVASKULARISATION NACH ZEMENTFÜLLUNG	47
IX.	BIOMECHANISCHE GESICHTSPUNKTE BEI DER VERWENDUNG VON MMA FÜR HÜFTENDO- PROTHESEN	49
B)	<u>KOMPLIKATIONEN DER HÜFTENDOPROTHESE</u>	52
I.	PERIOPERATIVE KOMPLIKATIONEN	52
	1. Pfannenperforation	52
	2. Schaftperforation	52
	3. Narkosezwischenfälle	52
	4. Oberschenkelschaftfrakturen	53
	5. Nervenschädigungen	53
	6. Gefäßkomplikationen	54
II.	FRÜHKOMPLIKATIONEN	56
	1. Periphere Neuropathien nach Einsatz von Endoprothesen	56
	2. Thrombose nach Einsatz von Hüftendoprcthesen	58
	3. Fröhinfekt	62
	4. Herz-, Kreislauf- und Lungen- komplikationen	64
III.	SPÄTKOMPLIKATIONEN	70
	1. Infektion	70
	2. Lockerung der Endoprothese	71
	3. Periartikuläre Verkalkungen	81
	4. Agressive Granulom	82
	5. Prothesenbrüche	82
	6. Späte Acetabulumfrakturen	86

7. Femur- und Beckenfrakturen nach Einsatz von Hüftendo- prothesen	87
IV. NICHT ENDOPROTHESEN-BEZOGENE KOMPLIKATIONEN	88
V. KOMBINATIONEN VON KOMPLIKATIONEN UNTEREINANDER	89
C) ALTERNATIVE BEHANDLUNGSTECHNIKEN ZUR ZEMENTIMPLANTATION	90
I. DIE VERSCHRAUBUNG IM VERGLEICH MIT DER ENDOPROTHESE BEI DER BE- HANDLUNG VON SCHENKELHALSBRÜCHEN	90
1. Osteosynthesemethode	91
2. Indikationen des prothetischen Kopfersatzes	92
II. DIE NAGELUNG IM VERGLEICH ZUR VER- WENDUNG DER ENDOPROTHESE BEI DER THERAPIE VON SCHENKELHALSFRAKTUREN	92
III. DIE VERKEILUNG DER SCHAFTPROTHESE	94
IV. TEILWEISE ODER VOLLSTÄNDIG ZEMENT- FREIE ENDOPROTHESEN	97
1. Die Keramikdoprothese nach Mittelmeier	97
2. Die Schalenprothese	105
3. Die zementlose isoelastische Totalprothese	106
4. Die Mannheimer Oxydkeramik-Metall- Verbundendoprothesen	113
5. Die keramische Teilendoprothese zur zementfreien Implantation nach Chiari und Paltrinieri	119
6. Die Zuggurtungs-Endoprothese	121

D) KASUISTIK	143
E) ERGEBNISSE	194
I. GESCHLECHTER-VERGLEICH	194
II. ALTERSVERTEILUNG	194
III. BEVORZUGTE SEITE	195
IV. VERGLEICH ZWISCHEN DER BEURTEILUNG DES GESAMTERGEBNISSES UND DER BE- TROFFENEN SEITE	195
V. GESCHLECHTSSPEZIFISCHER VERGLEICH	195
VI. VERWENDUNG EINZELNER PROTHESEN IM VERGLEICH	197
VII. ALTERSSPEZIFISCHE AUFSCHLÜSSELUNG	203
VIII. EINFLUSS DER ZEITDIFFERENZ ZWISCHEN TRAUMA UND OPERATION	212
IX. BEEINFLUSSUNG DER GEBRAUCHSFÄHIGKEIT	217
X. ENTWICKLUNG IM JAHRESRÜCKBLICK	220
XI. EINFLUSS DER ENDOPROTHESENTRAGZEIT	222
XII. EINFLUSS VON QUALITÄT UND ANZAHL DER BEGLEITERKRANKUNGEN	224
XIII. EINFLUSS VON VOROPERATIONEN AM HÜFT- GELENK	224
XIV. TODESURSACHEN NACH VERWENDUNG VON ZEMENT ZUR PROTHESENIMPLANTATION	225
F) DISKUSSION	226
G) ZUSAMMENFASSUNG	233
H) AUSBLICK	236
LITERATURVERZEICHNIS	237
LEBENS LAUF	

EINLEITUNG

Ziel jeder Arthroplastik ist zunächst die störungsfreie Rekonstruktion der durch Krankheit oder Trauma eingeschränkten physiologischen Gelenkfunktionen, nicht die anatomisch-morphologisch korrekte Wiederherstellung des Gelenks.

Eine Störung der Hüftgelenksökologie durch Funktionsminderung oder Ausfall zuerst einzelner Hüftgelenkselemente - Muskeln, Ligamente, Kopf, Pfanne, Gefäßdefekte - zieht in der Folge die Funktionsminderung oder den Ausfall weiterer Gelenkselemente nach sich.

Diese Störungen vollziehen sich jedoch in einem Krankheitsstadium, das für den Patienten gut tolerabel ist und für den behandelnden Arzt diagnostisch nur schwer objektivierbar ist.

Der akute Erkrankungsfall - das Trauma an typischer Stelle bei entsprechendem Alter durch eine plötzliche Belastungsspitze - sowie die für das Wohlbefinden des Patienten nicht mehr tolerierbare Einschränkung der Beweglichkeit im Hüftgelenk bei erworbenen oder angeborenen Defekten in diesem Gelenk stellen nur Spitzen einer allmählichen Degeneration dar, eindeutige Kriterien für Art und Umfang des Übergangs von konservativen zu operativen Präventivmaßnahmen fehlen bislang.

Deshalb sieht sich der behandelnde Arzt im Erkrankungsfall bereits vor vollendete Tatsachen gestellt, die den Behandlungsspielraum deutlich einschränken. Läßt sich aufgrund der weit fortgeschrittenen Degeneration oder

Traumatisierung eine stabile Osteosynthese nicht anfertigen, bleibt - neben der Arthrodesis - bislang noch der künstliche Ersatz der von dem Verfall am stärksten betroffenen Gelenkelemente - Kopf und Pfanne - in der Hoffnung eines funktionell vollwertigen Ersatzes.

Im Jahre 1826 unternahm Rhessa Burton als erster den Versuch, eine Hüftgelenksankylose durch einen direkten operativen Eingriff zu beseitigen:

Mit Hilfe einer trochantären Osteotomie stellte Burton eine Pseudarthrose her. Bewegungsübungen fanden ab dem 20. postoperativen Tag statt, die Freiheitsgrade waren zwar eingeschränkt, eine für den Patienten ausreichende Fortbewegung war für 6 Jahre möglich.

Eine weitere Möglichkeit, ankylosierende Gelenke auf Dauer zu mobilisieren, entdeckte 1885 Ollier: Durch ein Interponat - fascia lata, Fettgewebe, Stiellappen aus Muskeln - zwischen den teilreserzierten Gelenkflächen sollte die erneute Knochenapposition verhindert werden. J. B. Murphy und W. S. Baer griffen diese Idee 1905 und 1918 wieder auf.

Lexer, Kuettner u.a. leiten die Phase der partiellen oder totalen Transplantation mit autologem Knochen ein, die wesentlichen artikulären Strukturen bleiben dabei funktionstüchtig. Resultat ist langfristig eine fibröse, z.T. schmerzfreie Ankylosierung.

1923 setzt Smith-Petersen als erster die Mouldarthroplastik ein: Zwischen den gelenkenden Flächen wird eine Kappe locker eingelegt, diese besteht aus Glas, Pyrexglas, Viscaloid oder Bakelit. Ab 1938 wird Vitallium als Trägermetall verwendet.

1938 beginnt P. W. Wiles mit der Ersatzarthroplastik im Bereich des Hüftgelenks: Die Azetabulumkomponente wird am Becken verschraubt, die Femurkomponente wird am Schenkelhals mit einem Bolzen gesichert - die erste klinisch anwendbare Totalendoprothese, bei der die artikulierenden Flächen von Kopf oder Pfanne durch festsitzende Endoprothesen ersetzt werden.

Delbet und Groves-Hey gehen noch einen Schritt weiter: Der künstliche Hüftkopf wird eingeführt (1917, 1923, 1927).

1940 verwenden Moore und Bohlmann als erste die Vitallium-endoprothese.

Ab 1946 therapieren die Gebrüder Judet mit Stiftendoprothesen aus Acryl bei "Résection-reconstruction" des Hüftgelenks. Moore zieht mit der Entwicklung einer im Femurshaft intramedullär verankerten Femurkopfendoprothese aus Vitallium nach (1950).

Der nächste größere Entwicklungsschritt erfolgt 1962/63: Gleichzeitig mit der Einführung der "low friction arthroplasty" von Charnley wird die Verwendung von autopolymerisierenden Methylmetacrylaten für die Verankerung künstlicher Gelenkteile als richtig gesichert. Die Idee, sog. "Schnell-trocknenden-Zahn-Acryl" zur Fixierung einer Totalendoprothese aus Vitallium zu verwenden, hatte 1952 E. J. Haboush (New York); die Einbringung des Zements war jedoch in einem Maße ungenau, daß die auf das Hüftgelenk einwirkenden Kräfte nur insuffizient weitergeleitet werden konnten. Bereits 1890 kam Gluck auf die Idee, seine Kniegelenkstotalendoprothesen - Material war Elfenbein - mit Zement zu fixieren: Komponenten waren Kolophonium, Bimssteinpulver und Gips.

1969 stellt McKee sein Modell einer Ganzmetallendoprothese vor, an dem er seit 1940 arbeitete, 1952 fand der erste klinische Einsatz statt.

Mit dem Tragrippenschaft von Mittelmeier wird nun eine neue Ära der Hüftendoprothetik eingeleitet:

Eine bessere Kräfteleitung über das Hüftgelenk erfolgt durch verändertes Design, eine höhere allgemeine Gewebeverträglichkeit wird durch Verwendung von Al_2O_3 erreicht und Abstoßungsreaktionen aufgrund von Materialunverträglichkeit werden damit ausgeschlossen.

Auf die Verwendung von Zement kann nach Ansicht von Mittelmeier und Mitarbeitern verzichtet werden.

Derzeit sind Versuche im Gange, die Aufschluß geben sollen über die klinische Verwendbarkeit von Tantal als Trägermetall der Endoprothesen.

A, MODERNER KNOCHENZEMENT

I. STRUKTUR:

In der monomeren Phase ist das MMA (= Methyl-ester der Metacrylsäure) eine klare Flüssigkeit, als Zusätze sind die Stabilisatoren Hydrochinon und Ascorbinsäure dem Fördermittel N-N-dimethyl-p-Toluidin (NNDPT) zugesetzt (LINDER 119).

Die feste Phase stellt sich in Form von Puder dar, das aus dem Polymethylmethacrylat-Polymer und dem Katalysator Benzoylperoxyd besteht. Erst der Zusatz von Katalysator und Fördermittel ermöglicht eine Zementanwendung ohne äußere Erhitzung und ohne Druck wie etwa beim Plexiglas (WILD, GREENWALD, 196).

Methylmethacrylat stellt ein Gemisch aus polymerisierten Polymerkugeln dar, die einen Durchmesser von 20 - 200 μ aufweisen (KUHNER, 114) und von polymerisiertem Monomer zusammengehalten werden (CAMERON 21, CHARNLEY 25).

Im Elektronenmikroskop sieht man an der Zementoberfläche sphärische Kuppeln mit einem Durchmesser von 5 - 30 μ , diese kommen durch die oft zahlreichen Gasbläschen im monophasischen Material zustande (CHARASKI 32).

II. MECHANISCHE EIGENSCHAFTEN:

1. Zugfestigkeit der Verbindung Spongiosa - PMMA:

Polymethylmethacrylat ist ein sprödes Material, dessen Kompressionskraft bei 11000 Psi und dessen Zugfestigkeit bei 5400 Psi liegt (LEE, 115); die Scherfestigkeit liegt bei etwa 6000 Psi (GREENWALD 68).

Für die Lockerung von Endoprothesenteilen, die mit PMMA im Knochen verankert wurden, sind biologische und mechanische Faktoren ausschlaggebend. Als Ursache für diese Lockerungen kommt nur eine defekte Bindung von PMMA mit Spongiosa in Frage, da bei der Verbindung Metall-PMMA keine Probleme auftauchen (KÖLBEL 109).

Für eine Pfannenlockerung zum Beispiel gibt Kölbel (109) folgende Ursachen an:

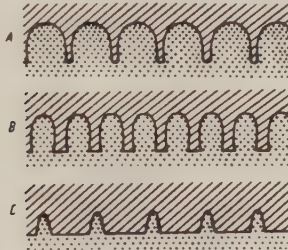
- a) Knochen ist nicht fest genug und gibt bei Belastung nach.
- b) Keine ausreichende Verzahnung zwischen PMMA und Knochen.
- c) Fehlerhafte Pfannenposition mit dominierender Zugbelastung (s.o.).

Hohe Zugfestigkeit und starke Verzahnung findet Kölbel bei Spongiosa mit gleichmäßig kräftiger Struktur, mittelweiten Lücken und Bälkchen mittlerer Stärke.

Nur niedrige Zugfestigkeit und geringe Verzahnung

nung besitzt der atrophische Knochen: Spongiosa mit dünnen Bälkchen und weiten Lücken.

Gleiches gilt für eburnisierte Knochen: Spongiosa verengt, Bälkchen verdickt.



KÜLBEL/BÖNICK (109):

Verbindung spongiöser Knochen mit Polymethylmethacrylat.

A Atrophische Spongiosa

B normale Spongiosa

C eburnisierte Spongiosa

Konsequenzen für die Praxis:

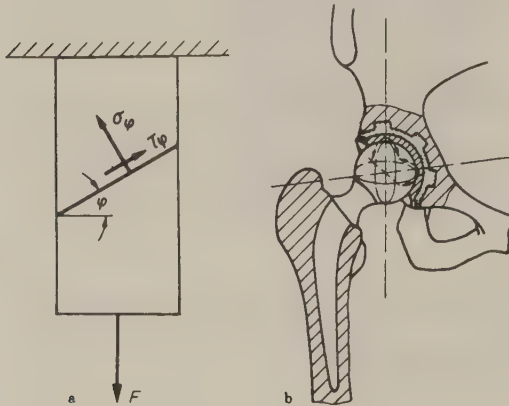
a) Auf das "Coining" (= Prägen des PMMA in die Spongiosaräume) darf nicht verzichtet werden (CHARNLEY 31).

b) Die Zugfestigkeit nimmt in folgender Reihe ab:
gute Spongiosa > sklerotischer Knochen >
schlechte Spongiosa.

2. Scherfestigkeit der Verbindung Spongiosa-PMMA:

Reibungsmomente wirken in der Hüftendoprothese als Scherkräfte in der Zone, in der PMMA in die Spongiosalücken gepreßt wurde (KÖLBEL 110).

Verbindung von spongiösem Knochen:



KÖLBEL et al. (110):

Normal- und Schubspannung bei einachsiger Belastung eines Körpers.
Reibungsmomente bei der Bewegung um die horizontale und vertikale Hüftgelenksachse.

Am meisten interessiert hierbei die Hüftpfanne bei totaler Hüftendoprothese.

Wir finden zunehmende Scherfestigkeit in folgender Reihe:

- a) Atrophischer Knochen: weitmaschige, zarte Spongiosa, Hauptbelastung im Knochen.
- b) Normale Spongiosa: Belastung von Knochen und

Palacosverzahnung etwa gleich.

- c) Sklerotischer Knochen: sehr kräftige bis verdichtete Spongiosa, Hauptbelastung im Bereich der Palacosverzahnung.

Bei normaler und atrophischer Spongiosa wird also die Scherfestigkeit der Verbindung des Knochens mit Palacos durch die Festigkeit der Spongiosa bestimmt.

Beim sklerotischen Knochen mit dickerem Bälkchen und engeren Lücken ist die Scherfestigkeit dem Gesamtquerschnitt der Palacoszäpfchen proportional.

Konsequenzen für die Praxis:

Einbringung von Bohrlöchern in den Knochen mit mehreren kleineren Bohrungen an Stelle weniger großer (CHARNLEY 31, JÄGER und Mitarbeiter 102) zur Verteilung der Kräfte auf eine möglichst große Oberfläche.

Die Annahme, daß die Knetzeit beim Zement in irgendeinem Zusammenhang mit der Scherfestigkeit steht, konnten ASTLEFORD und Mitarbeiter (5) widerlegen.

Im Zusammenhang mit einer möglichst raschen postoperativen Mobilisation stellt sich die Frage, ob die Patienten nach Alloarthroplastik des Hüftgelenks zunächst vorsichtig belasten können oder zunächst entlasten sollten; dabei ist von besonderem Interesse, wie sich die Verbin-

dung PMMA-Knochen unter Dauerschwingung (entsprechend Gehen, Laufen) bzw. unter Schwingbelastung verhält.

Zum Auffangen dieser Belastungen ist einmal eine möglichst rasche Erholung der sogenannten Struktur I. Ordnung (Spongiosa-Compacta-Verteilung) und der Struktur II. Ordnung (lokale Struktur der Spongiosa) notwendig, wie KNESE (108) und OEST (144) zeigen konnten. Weiterhin sichert das von CHARNLEY beschriebene möglichst weitreichende "Coining" die Belastbarkeit des Implantats.

Für das Problem möglichst frühzeitiger Mobilisation ergibt sich damit folgendes:

Da die Reparationsphase der Struktur I. und II. Ordnung im Bereich des Implantates bis zu 2 Jahren dauern kann (JÄGER und Mitarbeiter, 101), sollte in diesem Zeitraum nur funktionell belastet werden, um der Inaktivitätsatrophie entgegenzuwirken und für ein Gleichgewicht zwischen Knochenan- und -abbau zu sorgen (WILLERT, PULS 198).

Bei älteren Menschen wirkt dabei das Alter als Schutz vor Spitzenbelastungen, problematischer ist die Einhaltung einer Schonzeit für das Gelenk sicher bei jüngeren Patienten mit größerem Bewegungsdrang (KÖLBEL, 110).

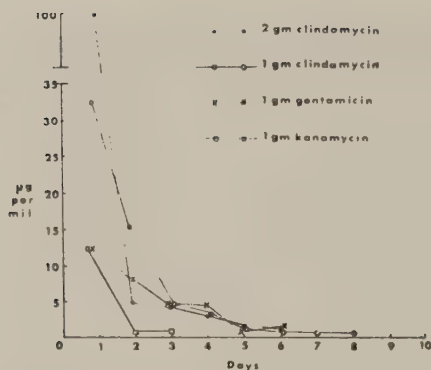
3. Die Veränderungen der mechanischen Eigenschaften des PMMA durch die verschiedenen Zusätze

Bei der Implantation einer Hüftendoprothese kommt es zum Einschluß von Blut, Fett und Luft im Zement. BUEKLE und EFTEKHAR untersuchten diese beeinträchtigenden Momente, konnten jedoch keine signifikante Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften des PMMA finden (20).

Zur Prophylaxe von Infektionen im Hüftgelenk werden in letzter Zeit dem Zement Antibiotica zugesetzt. Speziell für die Beuge- und Stoßfestigkeit kommen DE WIJN und Mitarbeiter (45) zu einem ernüchternden Resultat:

Die Biegefestigkeit von Zement (CMW, porös) nimmt nach Zusatz von Antibiotica bis zu 50 % ab, die Stoßfestigkeit nimmt um 5 % ab. Im Gegensatz hierzu stehen Untersuchungen von HAUSER et al. (85) die auch nach Gentamycinzusatz zum Zement nach 7×10^6 Lastenwechseln eine unveränderte Dauerschienenfestigkeit angeben.

Neben den nachteiligen Wirkungen auf die mechanischen Eigenschaften des Zements, stellt sich vor allem auf Grund der umfangreichen Untersuchungen von CHAPMAN und HADLEY (22) über die Verweildauer von Antibioticazusätzen im Zement bzw. im Gebiet der Implantationswunde die Frage nach sinnvoller Anwendung:



CHAPMAN/HADLEY (22):

Die Anwaschung von Klindamycin, Gentamycin und Kanamycin aus Polymethylmethacrylatplatten, die mit Kochsalzlösung bei 37° Grad Celsius gespült wurden.

Antibiotica diffundieren demnach zu 80 % der zugesetzten Menge in das umliegende Gewebe im Zeitraum von 48 Std. ab, kleinere verbleibende Restmengen mögen für die lokalisierte Keimabwehr nützlich sein, jedoch CHAPMAN und Mitarbeitern zufolge nicht mit den anflutenden Keimmen gen fertig werden.

Andererseits werden auch ohne Antibioticazusätze bereits bei der Polymerisation des Zements etwa 66 % der Keime im Kontaktbereich des Implantats mit dem umliegenden Gewebe abgetötet:

a) Durch die auftretende Wärme,

b) durch die Ausbreitung der zytotoxischen Monomere.

Die dünne Nekrosezone außen am Zement und der Totraum an der unregelmäßigen Zementoberfläche stellen nach Ansicht von CHAPMAN eine Barriere gegen das Eindringen von Mikroorganismen in den Implantatkomplex dar, die mindestens für 70 Tage hält.

In Übereinstimmung mit BUCHHOLZ (17) und BUCHHOLZ/ENGELBRECHT (19) schließen die Autoren daraus, daß der endgültige Beweis für einen Nutzen für Antibioticazusätzen zur Zeit noch aussteht. Bestehende Gefahren dagegen stellten vor allem eine mögliche Superinfektion sowie allergische Reaktionen gegen verwendete Antibiotica dar.

1979 scheint nun für BUCHHOLZ und ENGELBRECHT die Frage, ob Antibioticazusätze zum Zement zur Bekämpfung von Infektionen im Bereich der totalen Hüftendoprothese geeignet sind, eindeutig beantwortet. So ließ sich bei dem Patientengut von BUCHHOLZ und Mitarbeitern mit Gentamycin versetztem Zement eine Senkung der Infektionsrate von 4,9 % auf 0,6 % (!) erreichen.

Gleichzeitig weisen BUCHHOLZ und Mitarbeiter jedoch auf die zusätzliche Verwendung eigener hochaseptischer OP-Säle und die Fokalsanierung vor dem Eingriff hin. Außerdem dürfte in der Zwischenzeit von etwa 8 - 10 Jahren die Erfahrung der beiden Operateure in der Operationstechnik gewachsen und auch damit das Infektionsrisiko gesunken sein.

Über den Einfluß von zugesetzten röntgendichten Substanzen (in erster Linie Bariumsulfat) auf die mechanischen Eigenschaften von PMMA besteht noch Unsicherheit. So fanden WILD und GREENWALD (196) keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p = 0,04$) zwischen der Scherfestigkeit von Zementsorten (Simplex P) mit und ohne Bariumsulfatzusatz. DE WIJN und Mitarbeiter (45) fanden bei Zusatz von strahlendichten Mitteln eine erhebliche Verminderung der Biege- wie der Stoßfestigkeit von CMW.

RITTER und GRÜNERT (156) stimmen mit diesen Ergebnissen überein:

Ergebnisse der Zugfestigkeitsprüfungen verschiedener Autopolymerisate (kp/cm^2)

Nr.	Palacos K	Palacos R	Palacos- Refobacin	Bone cement	
				ohne BaSO_4	mit BaSO_4
1	379,4	280,7	353,4	283,2	252,0
2	276,8	288,5	335,2	291,0	249,5
3	384,6	275,5	332,6	272,8	246,9
4	380,3	306,7	340,4	291,0	254,7
Mittlere Zug- festigkeit (kp/cm^2)	380,3	287,8	340,4	284,5	250,8
Prozentuale Veränderung = 100 %		-24,3	-10,5	-25,2	-34,0 (%)
Formaler E-Modul (kp/cm^2)	1898	1571	1736	1959	1919

GRÜNERT/RITTER (156):
Ergebnisse der Zugfestigkeitsprüfungen verschiedener Autopolymerisate (kp je cm^2).

Demnach nimmt die Zugfestigkeit von Autopolymer-

risaten durch Zusätze deutlich ab. Zusätzlich untersuchten RITTER et al. das Wasseraufnahmevermögen der Kunststoffe, dies ist als Kriterium der biologischen Verträglichkeit für die Verwendbarkeit eines Kunststoffes zur dauerhaften Implantation von großer Bedeutung:

Hydrophobe Kunststoffe sind

- a) chemisch stabiler,
- b) lösen kaum lokale Entzündungsdysreaktionen aus, verändern ihre Form und Belastbarkeit im Körpermilieu am wenigsten.

Ergebnisse der Untersuchungen zur Wasseraufnahme verschiedener Autopolymerisate

	Mittelwerte (g) aus 10 Einzelwerten				
	Palacos K	Palacos R	Refoba- cin Palacos	Bone cement ohne BaSO ₄	Bone cement mit BaSO ₄
Ausgangsgewicht (g)	1,5318	1,6768	1,6530	1,5385	1,5911
Endgewicht nach 96 Std. Wasseraufnahme bei 37° C	1,5460	1,6964	1,6771	1,5537	1,6079
Mittlere Gewichtszunahme (g)	0,0142	0,0196	0,0241	0,0152	0,0167
Gewichtszunahme (%) des Ausgangsgewichtes	0,03	1,17	1,45	0,98	1,05
Wasseraufnahme (%), bezogen auf Palacos K = 100 %	-	+ 35,8	+ 56,3	+ 5,4	+ 12,9

RITTER und Mitarbeiter (156):
Ergebnisse der Untersuchungen zur Wasseraufnahme verschiedener Autopolymerisate.
Veränderungen der Knochenzemente nach Beimischung von Fremdsubstanzen.

Durch Beimischung von Gentamycin, einer gut wasserlöslichen Substanz, zum Zement nimmt dessen Wasseraufnahmefähigkeit deutlich zu (im Fall von Rifobacin-Palacos um 56,3 % gegenüber Palacos K). Damit ergibt sich für diese Zementtypen eine verminderte Haltbarkeit und Belastbarkeit im Laufe der Zeit (HARRISON, 89).

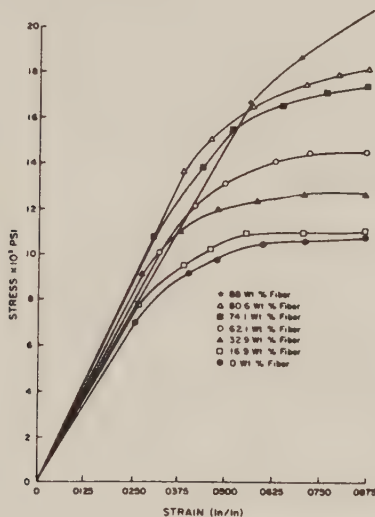
Für die Praxis ergeben sich folgende Konsequenzen:

- a) Operationen nur in eigenen speziellen hoch-aseptischen Operationssälen,
- b) Fokalsanierung vor der Operation ist notwendig,
- c) Antibioticazusätze zum Zement scheinen zur Zeit lege artis (!) angebracht, da es zur Zeit noch wichtiger ist, unter allen Umständen das Infektionsrisiko zu senken, um lange Prothesenlaufzeiten zu erzielen. Grundlage hierfür ist die These, daß die Mehrzahl der Implantatlockerungen zur Zeit noch auf Infektionen zurückzuführen ist, und weniger auf Zementsorten mit minderwertiger mechanischer Qualität. Die verminderte Stabilität des Implantats gegenüber Wechselbiegebelastungen durch die verminderte mechanische Qualität des Zements trat bei den behandelten Patienten in den Hinter-

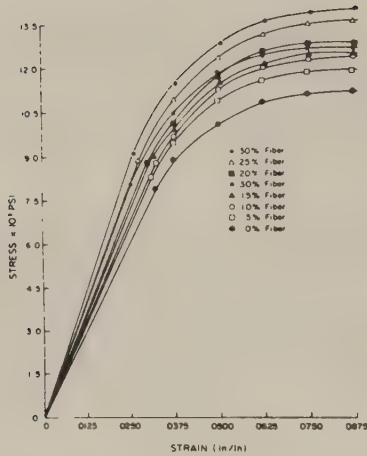
grund, wenn man BUCHHOLZ und ENGELBRECHT
Glauben schenken darf.

Möglichkeiten zur Verbesserung der mechanischen
Eigenschaften von PMMA.

Mit der Beimengung von Fasern aus rostfreiem
Stahl zum herkömmlichen PMMA konnten FISHBANE
und POND (58) eine Verbesserung der Druckfe-
stigkeit von PMMA bis zu ca. 100 % erzielen;
diese Verbesserung war abhängig vom Faserge-
halt des Zements.



Das Verhältnis von Druck zur Zugbelastung als
Funktion des Gehalts an kurzen Fasern für er-
hitzte polymerisierte Proben.



Das Verhältnis Zug - Druck für PMMA-Proben, die Kurzfasern enthalten.

Zu berücksichtigen ist hierbei auch die Art der Zementaufbereitung:

Die Blasenbildung wurde durch Verwendung von gekühltem Monomer und Mischung im Vakuum vermindert.

Als ideale Faserlänge wurden 15 Tausendstel Inch beschrieben. Um Korrosionen zu vermeiden, scheint die Fertigung der Fasern aus derselben Legierung, aus der die Prothese gefertigt ist, nötig.

In gleicher Richtung arbeiten HAUSER und Mitarbeiter (85):

Sie testen zur Zeit folgendes Gemisch:

a) PMMA = Basis

b) Apatet = Enttoxifizierung

c) Gentamycin = Infektionsprophylaxe

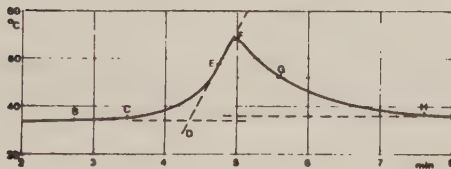
d) Karbonfasern

Bei Verwendung von Karbonfasern als Faserkomponente liegt mit $15 - 20 \times 10^6$ Lastwechseln die Dauerschwingfestigkeit mehr als 4mal über der von herkömmlichen Zementen. Die Verträglichkeit des Karbonfaser-Apatit-Zements ist ausgezeichnet.

III. PHYSIKALISCHE EIGENSCHAFTEN

1. Das Problem der Erwärmung von Knochenzement bei der Polymerisation.

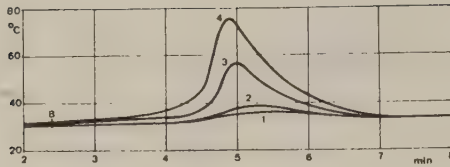
Verwendete Zementsorten: CMW, Palacos, Simplex.



H.U. DEBRUNNER

Schematische Darstellung der exothermen Polymerisation von Knochenzement.

- A - B = Mischperiode
- B - C = Einbringperiode
- C - F = Aushärteperiode
- F - H = Abkühlperiode



DEBRUNNER (42):

Der Temperaturverlauf aus den Meßstellen 1 - 4 ist dargestellt. Bei B wird der Zement eingebracht. Die Zeitmessung beginnt beim Mischvorgang.

Versuchsergebnis:

Erwärmung von Knochenzement

Zementtyp	Misch- Periode (min)	Ein- bring- Periode (min)	Aushär- te- Periode (min)	Total- zeit (min)	Maximale Tempera- tur (°C)
CMW ^a	1,8-2,3	0,5-0,7	1,6-1,8	4,1-4,9	63,8-72,8
Palacos ^a	2,0-2,2	1,1-1,3	1,5-1,7	4,6-5,2	55,1-62,5
Simplex ^a	3,1-3,7	0,4-0,6	0,9	4,5-5,1	61,1-72,5
Sulfix-6 ^b mod.	4,0-4,8	1,2-1,8	1,4	7,2-7,4	55,4-58,9
Sulfix-6 ^b	5,8-6,3	1,4-1,5	0,8-1,2	8,0-9,1	61,3-66,0
Sulfix-9 ^b	5,6-6,6	1,4-1,6	1,3-1,5	8,3-9,7	53,9-58,1

Zeit- und Temperaturangaben für die praxisnahe Polymerisation verschiedener Knochenzemente bei Raumtemperatur von 18° - 21° Celsius.

a Im Handel erhältliche Knochenzemente

b Versuchsknochenzemente der Gebrüder Sulzer AG

a) CMW härtet am schnellsten, erreicht aber die höchste Temperatur aller Zementarten; die Temperaturerhöhung ist groß und dauert relativ lange Zeit.

Simplex: später Beginn der Polymerisation;

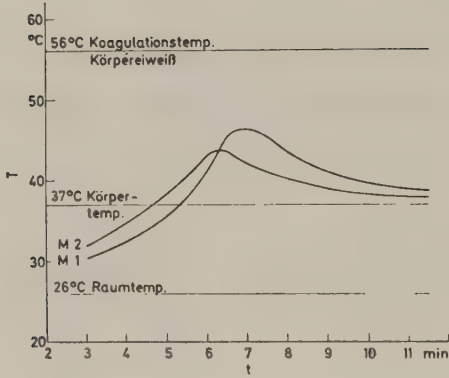
Palacos: Maximaltemperatur.

Die unter Polymerisation nach Mischung der beiden Fasern auftretende Temperaturerhöhung, ist also unter 3 Gesichtspunkten zu sehen:

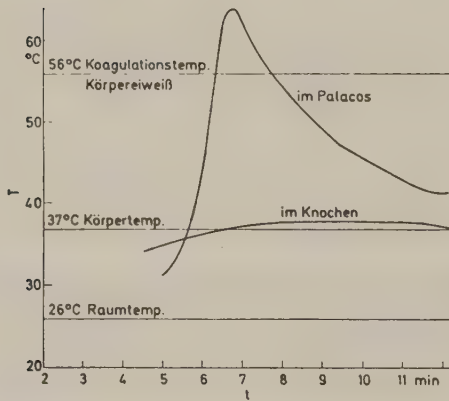
- Eine große Temperaturerhöhung weist auf eine rasche Polymerisation hin. Diese ermöglicht die schnelle und sichere Fixierung des Implantats. Wird die kritische Temperatur von 56° Celsius (Koagulationstemperatur von Eiweiß) überschritten, sind Nekrosen des umgebenden Gewebes zu befürchten und mit ihnen eine folgende Lockerung des Implantats und unspezifische Entzündung.
- Eine zu geringe Temperaturerhöhung bedeutet andererseits längere Auswärmungszeiten mit dem Risiko einer unsicheren Fixierung und folgender Implantatlockerung.
- Je geringer die verwendete Zementmenge, um so langsamer kühlt der Zement ab.

2. Wärmeentwicklung im Knochen bei der Polymerisation von Knochenzement.

Intraoperative Messung bei Palacos bzw. Refobacin - Palacos.



BIEHL (8):
Temperaturmessungen an der Grenzfläche Palacos - Knochen bei normaler Blutzirkulation.



BIEHL (8):
Temperaturmessungen im Palacos und im Knocheninneren bei normaler Blutzirkulation.

BIEHL et al. verweisen somit auf die hinreichend bekannte Tatsache, daß bei der Polymeri-

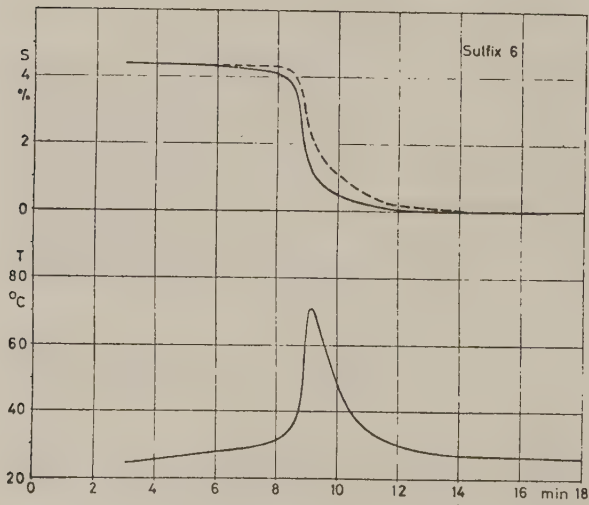
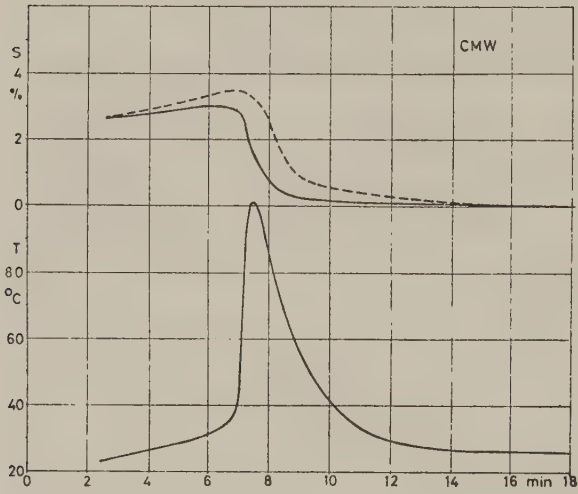
sation von Palacos nur mit dem Auftreten von relativ niedrigen Temperaturen zu rechnen ist, die unter dem Eiweißkoagulationspunkt von ca. 56° Celsius liegen. Es handelt sich dabei um eine palacoszementspezifische Eigenschaft.

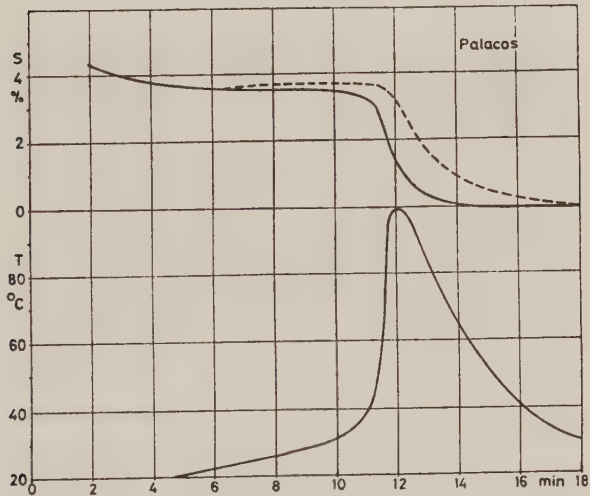
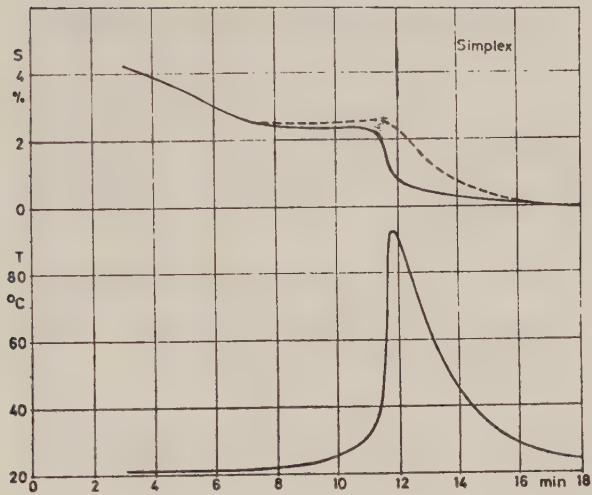
Die gute Wärmeableitung durch den Prothesenschaft und durch den Blutstrom verhindert, nach Ansicht von BIEHL et al. und DEBRUNNER et al. (8, 42), unabhängig von der verwendeten Zementsorte eine intraoperative Temperaturerhöhung über 56° Celsius.

Bei Messungen der Temperatur in der Vena iliaca und im juxta-corticalen Bereich des Femur während der Polymerisation des Acrylzements stellten HOLLANDER et al (46) im Venenblut keine Temperaturveränderungen fest; im paracorticalen Bereich registrierten sie eine Temperaturerhöhung von durchschnittlich $31,8$ auf 34° Celsius (Schwankungsbreite $\pm 3^{\circ}$ Celsius).

D'HOLLANDER et al. schließen daraus, daß die Blutzirkulation nur örtlich begrenzt Wärme abführen kann, während der Hauptteil der Wärme durch den Prothesenschaft in das umliegende Gewebe abgeleitet wird. HOMSY (97) und WILTSE, KALL und STEVENHJEN (97), bestätigen diese Ergebnisse im Tierversuch, HOMSY (98) und CHARNLEY (26) im klinischen Test.

3. Die Volumenänderung von Knochenzementen während der Polymerisation:





DEBRUNNER et al. (43):
Die Volumenschwindung von Knochenzementen
beim Aushärten.
Unten: Temperaturverlauf im Zement.
Oben: Schwindung in % des Endvolumens.
Ausgezogene Linie: reine Polymerisations-
schwindung.
Gestrichelte Linie: Gesamtschwindung.

Die Skizzen zeigen zunächst, daß zugleich mit der Temperaturerhöhung im Zement zum Teil erhebliche Volumenminderungen verbunden sind. Bei den aufgezeichneten Volumenänderungen handelt es sich um die Überlappung mehrerer Tendenzen. DEBRUNNER et al. (43) unterscheiden dabei folgende Volumenphänomene:

- Polymerisationsschwindung, die durch die Polymerisation an sich bedingt ist;
- Temperaturschwindung, wird bedingt durch die Temperaturdifferenz t und den räumlichen Volumendehnungskoeffizienten β nach Beziehung $V = V_0 \times (1 + \beta \cdot t)$.
- Porositätsexpansion, bedingt durch das Auftreten großer Hohlräume im Zement während der Härtung.

Da sich nach DEBRUNNER Polymerisationsschwindung und Porositätsexpansion etwa die Waage halten, ist die Volumenschwindung, wie sie sich in obigen Abbildungen darstellt, wohl in erster Linie auf die Temperaturerhöhung an sich zurückzuführen.

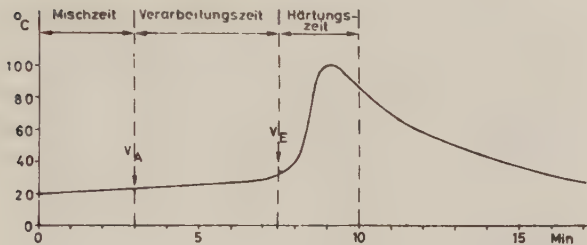
Konsequenzen für die Praxis:

- Temperaturerhöhung so niedrig wie möglich halten;
- Palacos und Simplex empfehlen sich damit als ideale Zementsorten.

4. Die Verarbeitungszeit von Knochenzementen

Problemstellung:

Auffindung des idealen Endpunktes der Verarbeitungszeit, richtiger Zeitpunkt der Zement-einbringung.



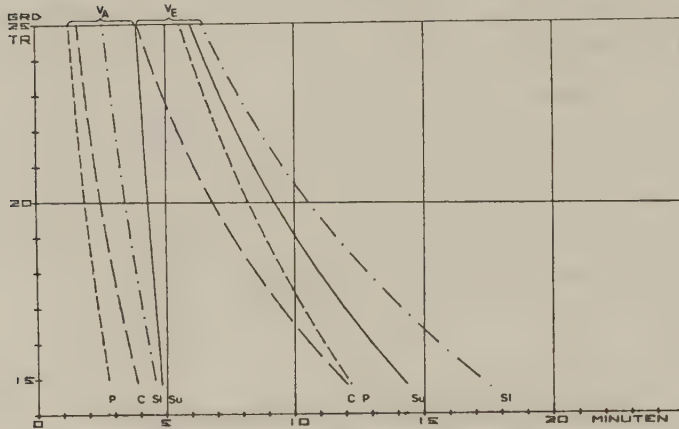
DEBRUNNER und WETTSTEIN (44):
Schematischer Verlauf der Verarbeitungszeit
(von V_A - V_E) in Beziehung auf die Tempera-
tur im Zementinneren für Knochenzemente.
 V_A = Anfang
 V_E = Ende der Verarbeitungszeit
 T = Zementtemperatur

Nach ISO-Norm ist V_A (= Anfang der Verarbeitungszeit) der Zeitpunkt, in dem die Zementmischung beim Eintauchen und Herausziehen eines Glasstabes keine Fäden mehr zieht, die länger als 1 cm sind. V_E (= Ende der Verarbeitungszeit) tritt nach ISO-Vorschlag ein, wenn die Temperatur der Zementmischung die Hälfte der Temperaturerhöhung bis zum Maximum erreicht hat.

WETTSTEIN et al. fanden eine signifikante Abhängigkeit der Polymerisationsdauer der Kno-

chenzemente von der Raumtemperatur:

Eine Erhöhung der Raumtemperatur von 15° auf 25° Celsius verminderte die Härtingszeit auf die Hälfte.



DEBRUNNER und WETTSTEIN (44):

Die Dauer der Verarbeitungszeit (von V_A bis V_E) bei verschiedener Raumtemperatur T_R (15° - 25° Celsius) für die Zemente Palacos (P), CMW (C), Simplex (Si) und Sulfix 6 (Su).

Die unterschiedlichen Verarbeitungszeiten:

Raumtemperatur 15° Celsius:

CMW: 4 - 12 Min.

Palacos: 3 - 12 1/2 Min.

Simplex: 4 1/2 - 17 Min.

Bei Raumtemperatur von 24° Celsius:

CMW: 1,8 - 4,5 Min.

Palacos: 1,4 - 6 Min.

Simplex: 3 - 7 Min.

Ergebnisse:

Der Anfang und das Ende der Verarbeitungszeit treten bei Palacos am schnellsten ein, weiterhin ist Palacos am stärksten einer Veränderung der Raumtemperatur unterworfen (siehe Abbildungen).

Die Länge der Mischzeit (d.h. die Zeit zwischen Komponentenmischung und dem Beginn der Verarbeitungszeit) ist wichtig für eine ausreichende Homogenisierung der Zementanteile, bei Palacos ist sie am kürzesten, die Gefahr von Inhomogenitäten also am größten.

CMW polymerisiert am schnellsten, kann aber langsamer verarbeitet werden als Palacos.

Simplex hat die längste Verarbeitungszeit und wird von der Raumtemperatur am geringsten beeinflusst.

WETTSTEIN et al. legen das Ende der Verarbeitungszeit etwa $1/2 - 1$ Min. vor den nach ISO-Vorschlag bestimmten Zeitpunkt. Da jede Formänderung zu Strukturveränderungen führt und damit die Endfestigkeit vermindern könnte, sei das Ende der Verarbeitungszeit bei steilstem und schnellstem Temperaturanstieg falsch gelegen.

Mit dieser V_E -Vorverlegung hätten WETTSTEIN und Mitarbeiter sehr gute Erfahrungen gemacht.

Konsequenzen für die Praxis:

- Palacos setzt eine konstant niedriger Zimmertemperatur (ca. 15° - 18° Celsius) und rasches Arbeiten voraus.
- Simplex ist bei inkonstanten Raumtemperaturen zu empfehlen.

IV. ALLERGISCHE REAKTIONEN:

Das Monomer von Methylmetacrylat kann auch durch unbeschädigte Gummihandschuhe, wie sie in der Chirurgie Verwendung finden, hindurch diffundieren (PEGHUM und METHURST 149, FRIES, FISHER und SALVATI 62).

Diese Fähigkeit erklärt sich durch die Fettlöslichkeit des Methylmetacrylat-Monomers.

Die Reaktionsfähigkeit des Monomers ist vom feuchten Milieu in einem geschlossenen Raum abhängig:

Beim Auftragen auf die Haut von sensibilisierten Personen ohne anschließende Abdeckung ist die Auslösung einer allergischen Reaktion nicht möglich, da das Monomer rasch verdampft. Im geschlossenen Milieu, z.B. unter Gummihandschuhen, kommt es bei der Monomerallergie zu Jucken, Rötung, Schwellung, Bläschenbildung und anschließend zur Ekzematisation.

Auch gegen die Zusätze im Zement, z.B. Benzoylperoxid, kann sich eine Allergie entwickeln.

Einen gewissen Schutz gegen diese Allergieform bietet das Anlegen mehrerer Handschuhe (FRIES et al. 62).

V. WIRKUNGEN VON METHYLMETACRYLAT AUF DAS KARDIOVASKULÄRE SYSTEM

Zunächst sind wohl alle Stoffe, aus denen sich die flüssige Zementkomponente zusammensetzt verdächtig, systemische Wirkungen in Richtung Herz oder Gefäße zu bewirken, deshalb kurz die Zusammensetzung dieser flüssigen Zementkomponente:

Methylmetacrylat-Monomere machen ca. 99,9 % aus, die restlichen 0,1 % setzen sich wie folgt zusammen:

Wasser, Methanol, Metacrylsäure, Hydrochinon, Dimethylparatoloidin.

ELLIS und MULVEIN (55) kommen dabei zu folgenden Ergebnissen:

- Sowohl die gesamte flüssige Zementkomponente als auch das reine Methylmetacrylat-Monomer bewirken:
 - Blutdrecksenkung
 - Herzfrequenzsteigerung
 - HZV-Steigerung
- Es besteht kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der Wirkung der flüssigen Komponente und der Wirkung der Methylmetacrylat-Monomere.

Daraus die Folgerung der Autoren:

Ausschließlich Methylmetacrylat-Monomere verursachen die kardio-vaskulären Störungen bei der Verwendung von Zement für die Endoprothesenimplantation.

Unsere Anmerkungen dazu:

Die Ergebnisse von ELLIS und MULVEIN bezüglich der Beeinflussung des kardio-vaskulären Systems durch Methylmetacrylat scheinen in dieser Form nicht haltbar, da das Kreislaufverhalten vor der Implantation sowie der Einfluß der Anaesthetica außer Acht gelassen wurden;

gleiches gilt für die leider oft zitierten PHILIPPS (151), THOMAS (182) und PEEBLES (148).

Deshalb zum Vergleich die Untersuchungen des Blutdruckverhaltens nach Methylmetacrylatanwendung durch FEARS et al. (57):

5 Min. nach Implantation von Endoprothesen zeigt sich folgendes Druckverhalten:

Initial response:

16 Pat.	RR _{syst}	↑	}	Azetabulum
24 Pat.	RR _{syst}	↓		
5 Pat.	RR _{syst}	+ -		
24 Pat.	RR _{syst}	↑	}	Femur
20 Pat.	RR _{syst}	↓		
1 Pat.	RR _{syst}	+ -		

Overall rise:

18 Pat.	RR _{syst}	↑	}	Azetabulum
15 Pat.	RR _{syst}	↓		
31 Pat.	RR _{syst}	↑	}	Femur
10 Pat.	RR _{syst}	↓		

Blutdruckverhalten:

Ø 12 mmHg	↑	: Azetabulum
Ø 9 mmHg	↓	: "
Ø 25 mmHg	↑	: Femur
Ø 13 mmHg	↓	: femur

Weiterhin geben FEARS et al. zu bedenken, daß sicherlich auch die verwendeten Anaesthetica (Droperidol, Phenoperidin-Hydrochlorid, Methohexitonesodium, Atropin und Alkuronium-Chlorid) die Reaktionslage des kardiovaskulären Systems verändert haben.

SCHLAG und Mitarbeiter (144) gingen den Systemwirkungen von Polymethylmetacrylat wohl am genauesten auf den Grund:

Palacos-Flüssigkeit wird zu Versuchszwecken verwendet.

Der passagere Blutdruckabfall ist demnach zum Teil als vagotroper Effekt der Restmonomere aufzufassen; er ist nicht bedingt durch eine periphere Vasodilatation und stellt keine primärtoxische Wirkung des Knochenzements dar. Die auftretenden Kreislaufwirkungen stellen einen vagovasalen Reflex dar. Vagale Afferenzen aus dem Lungenareal werden zentralnervös umgeschaltet und führen als vagale Efferenzen zur kurzzeitigen Kreislaufdepression.

Eine Atropin-Blockade der parasymphatischen Endstrecke bewirke bei Patienten erwartungsgemäß einen Schutz vor monomer-induzierter Blutdruck- und Herzfrequenz-Abnahme; damit sei eine parasymphatische Genese der monomeren Nebenwirkungen anzunehmen.

Ein anderer Teil der intraoperativ auftretenden Blutdruckabfälle und Herzstillstände wür-

de hauptsächlich durch Mark- und Fettintra-
vasationen sowie Embolisation durch Mikro-
thromben verursacht:

Knochenmark-Thromboplastin führt zur Entste-
hung von Thrombozytenaggregat, Fibrin und
Leukozyten gebildeten Mikrothromben. Die Fol-
ge sei das akute mikrozirkulatorische Syn-
drom der Lunge, das über massive Rechtsherz-
belastung und eine starke Erhöhung des Lun-
gengefäßwiderstandes zum akuten Cor pulmonale
führt.

Zur Vermeidung kardio-vaskulär bedingter Kom-
plikationen bei Polymethylmetacrylat-Verwen-
dung gibt SCHLAG (145) deshalb folgende Emp-
fehlungen:

- Druckausgleich im Markraum durch Drainage.
- Der eingebrachte Knochenzement darf nicht
zu weich sein und soll auf die notwendige
Menge begrenzt sein.
- Einpressen von Zement in den Markraum und
Einschlagen der Endoprothese unter keiner
zu großen Druckanwendung.
- Blutgerinnung durch Hohe Trasyloldosen prae-
operativ vermindern (250 ml/in 30 Min. in
Dosen von 500 000 - 750 000 KIU).
- Prophylaktische Atropingabe (0,5 mg i. V.).
- Plasmaexpander und Plasmaproteinlösungen in-

traoperativ gegen die links-ventrikuläre Hypovolämie.

Nach genauen Untersuchungen an 45 Patienten mit 36 CHARNLEY- und 9 MC KEE-Farrar-Prothesen kommen FEARS et al. (57) zu folgenden Ergebnissen:

- Für die Implantation von Zement (Simplex-P) in der Acetabulumregion gilt:
Das Blutdruckverhalten nach der Implantation hängt ab:
 - Vom Blutdruckverhalten unmittelbar vor der Implantation,
 - von Veränderungen der Halothankonzentration.

Bei Anstieg der Halothankonzentration kommt es zum Absinken des Blutdrucks und umgekehrt.

Wenn der Blutdruck vor der Implantation anstieg, stieg er auch nach der Zementierung weiter an ($p < 0,009$), blieb der Blutdruck gleich oder fiel er vor der Implantation ab, stieg oder fiel er entsprechend gleich oft nach der Zementierung.

- Für die Implantation von Zement in den Femurschaft gilt:
Eine statistisch signifikante Beeinflussung des Blutdrucks nach der Implantation durch den Blutdruckverlauf unmittelbar vor der Im-

plantation oder durch die Halothankonzentration wurde nicht gefunden.

VI. DIE WIRKUNG VON PMMA AUF DIE AKTIVITÄT DES BLUTGEWINNUNGSSYSTEMS

Bereits 10 Min. nach Einbringung von Knochenzement mit der Hüftendoprothese kommt es zur allmählichen Hyperkoagulation (GASZYNSKI und Mitarbeiter, 66):

Als Ursachen für diese Reaktion nimmt der Autor an:

- Temperaturerhöhung bei der Polymerisation,
- direkte Einwirkung der freien MMA-Monomere,
- Fett-Embolie,
- intrazelluläres Katepsin, das durch Aktivierung von lysosomalen Enzymen freigesetzt wird, diese Aktivierung wird ausgelöst durch Destabilisierung der lysosomalen Membranen durch die freien Monomere sowie durch die Temperaturerhöhung während der Polymerisation.

Im Gegensatz zu SCHLAG et al. führen GASZYNSKI et al. intraoperative Komplikationen im Herz-Kreislauf-Lungen-Bereich auf biologisch aktive Polypeptide - Chinine - zurück, während postoperative Störungen durch Endprodukte aus dem pro-

tolytischen Ablauf von Fibrinogen und Fibrin zustandekommen sollen.

Auf die rasche und stets auftretende Überaktivierung des Gerinnungssystems bei großen Hüftchirurgischen Eingriffen weisen auch die umfangreichen Untersuchungen von LIEDLOFF und Mitarbeitern (118) hin.

Während präoperativ keine Fibrinospaltprodukte im Serum der Patienten nachweisbar waren, fanden die Autoren bei Untersuchungen zwischen dem 4. und 15. postoperativen Tag stets Fibrinospaltprodukte im Serum in einer Konzentration zwischen 5 und 50 Mikrogramm je ml, WILCOX und Mitarbeiter konnten dieses Ergebnis bestätigen (195); daß keine Korrelation zwischen dem Ausmaß einer postoperativen thromboembolischen und trombolytischen Folgereaktion und der tatsächlichen klinischen Manifestation gefunden wurde, läßt bei dennoch stetem Auftreten von Fibrinospaltprodukten den Schluß zu, daß es in jedem Falle einer Hüftendoprothese zunächst postoperativ zu thromboembolischen Reaktionen kommt.

VII. PATHOLOGISCHE GEWEBSREAKTIONEN BEI VERWENDUNG VON METHYLMETACRYLAT

Gerade Untersuchungen auf diesem Gebiet sind mit einer hohen falschpositiven Fehlerquote behaftet, da standardisierte Methoden für diesen Nachweis fehlen. Deshalb zu der in der

Überschrift genannten These einige Faktoren:

- Nur die Monomere der verwendeten Zementsorten lösen toxische Erscheinungen aus (SCHLAG 165).
- MMA scheint in erster Linie verantwortlich für die akute lokale Gewebetoxizität der Zementsorten; im Vergleich dazu ist die Gewebetoxizität des Katalysators NNDPT (=N, N-dimethyl-p-Toluidin) schwindend gering, was durch Tierversuche ausreichend belegt wird (LINDER 119).
- Die Monomere aller heute verwendeten Zementsorten besitzen eine identische Toxizität, offensichtlich wiederum unabhängig von der speziellen NNDPT-Konzentration (LINDER 119).
- Treten bei den verschiedenen Zementsorten dann doch qualitativ unterschiedliche Gewebeschäden auf, so sind diese folglich auf Unterschiede bei den chemisch-physikalisch-kinetischen Vorgängen während der Polymerisationsphase zurückzuführen (LINDER 119).

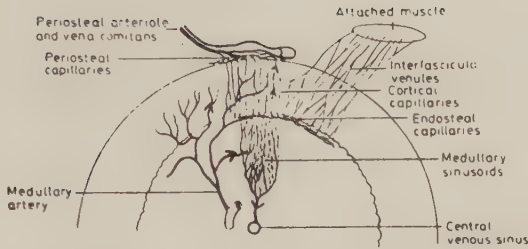
Als Reaktion auf diese Vorgänge entwickelt sich zwischen der Zementschicht und dem Knochen eine fibröse Schicht, die eine Dicke bis zu 3 mm aufweisen kann. Die oft gefundenen Entzündungszellen und Fremdkörperriesenzellen weisen auf eine toxische Infektion des Gewebes hin (WILD, GREENWALD, 196).

Nach Monaten wandelt sich das Gewebe fibro-kartilaginös um (CHAROVSKY 32, HOMSY 97, SLOOFF 173). Möglicherweise beeinträchtigt diese Gewebeschicht die mechanische Stabilität dieser Endoprothese.

Der im medullären Kanal während einer Implantation auftretende Druck kann zu einer kortikalen Nekrose führen; verstärkt wird diese Wirkung sicher durch die mechanische Blockierung der Blutversorgung im Implantationsgebiet.

VIII. KNOCHENREVASKULARISATION NACH ZEMENTFÜLLUNG

Eine unbeeinträchtigte Knochenrevaskularisation nach einer Endoprothesenoperation ist für die rasche Heilung und dementsprechend schnelle körpereigene Fixation der Endoprothese unbedingt notwendig. HARMS und Mitarbeiter (87) untersuchten deshalb die Entwirrungen von Refobacin-Palacos auf die Knochenrevaskularisation. Bei der Verwendung von selbsthärtendem Kunststoff bei der Implantation von Hüftendoprothesen kommt es nach CHARNLEY, WELLERT, SCHÜLZEL und Mitarbeitern zu einer mechanischen, thermischen und chemischen Schädigung des Knochenlagers, die zu Nekrosen führt; dabei erfolgt auch eine Zerstörung des medullären Gefäßnetzes:



BUTTERWORTH (150), modifiziert von BROOKES:
Schema der Blutversorgung der Knochenkortikalis im Querschnitt aus: The blood supply of bone, London.

Dieses dargestellte Vaskularisierungsmuster der Hundetibia entspricht unter Anrechnung eines Zeitfaktors von 2-3 den vaskulären Verhältnissen beim Menschen (RHINELÄNDER und BARAGRY, 155).

Durch Untersuchungen an Hunden gelang es nun HARMS und Mitarbeiter (87) die einzelnen Stationen der Revaskularisierung nach Verwendung von Refobacin-Palacos aufzudecken:

Phase 1:

Periostaler Knochenanbau mit Hypervaskularisierung im Bereich des periostalen Knochenbaus; periostale, zentripetal gerichtete Gefäße dringen durch die Kortikalis auf den mit Zement gefüllten Markraum vor im Gegensatz zur Aufbohrung und Marknagelung mit zentrifugaler Revaskularisierung der Kortikalis.

Phase 2:

Zirkuläres Gefäßnetz um die Zementplombe.

Phase 3:

Revaskularisierung abgeschlossen; die Ernährung der Corticalis aus periostalen Gefäßausläufern ist gesichert.

Phase 4:

Die Rückbildung aller Gefäßaktivitäten und Angleichung an das normale Verteilungsmuster:

Eine direkte Hinderung bzw. Schädigung des Revaskularisationsprozesses im Bereich der Hüftendoprothese durch Refobacin-Palacos können also HARMS und Mitarbeiter nicht feststellen.

IX. BIOMECHANISCHE GESICHTSPUNKTE BEI DER VERWENDUNG VON MMA FÜR HÜFTENDOPROTHESEN

BÜRKLE (20) und EFTEKHAR (20) untersuchten an Leichenknochen mit Endoprothesen von CHARNLEY und AUSTIN-MOORE die Veränderungen der mechanischen Eigenschaften einer zementierten Hüftendoprothese bei folgenden Situationen:

Situation 1:

Freihalten des Knochenmarkkanals mit einem Katheter während der Zementeinbringung.

Situation 2:

Der Einschluß von Blut im Zement während der Einbringung.

Situation 3:

Die wiederholte Einzementierung einer Prothese.

Die beiden Autoren kommen dabei zu folgenden interessanten Ergebnissen:

- Die Verwendung eines Katheters, um Luft, Blut und Fetteile abzusaugen, erbrachte keine Verbesserung der Belastungskapazität, die erhoffte gleichmäßigere Zementverteilung um den Endoprothesenschaft bei Verwendung eines Katheters blieb aus.
- Selbst höchste Blut- und Fettbeimengungen zu der Zementfüllung scheinen die Stabilität der Prothesenstellung nicht zu beeinflussen, WILD und GREENWALD (197) widersprechen dieser Annahme, jedoch ohne Begründung.
- Bei mehrmaliger Zementierung unterschiedlicher Endoprothesen in das gleiche Präparat wurde die Belastungskapazität nicht vermindert.

Um die Belastungskapazität einer Endoprothese zu erhöhen, wurden mehrere Wege eingeschlagen, mit mehr oder weniger großem Erfolg:

Die extreme Ausschabung des Knochens mit anschließender Zementfüllung, wie sie PARSONS (147) propagierte, verursachte zahlreiche HEP-Lockerungen. CHARNLEY sieht dafür folgende Gründe:

- Die Möglichkeit einer avaskulären Nekrose des kortikalen Knochens nimmt mit dieser Methode zu,

- fehlende Stickstoffaufnahme durch den trabekulären Knochen.

Um die Zementkomplikationen zu umgehen, unternahmen CHARNLEY und Mitarbeiter (30) umfangreiche Versuche mit ihrer CHARNLEY- und AUSTIN-MOORE-Endoprothese, sie kamen zu folgenden Ergebnissen:

Bei der Verwendung von Zement wird eine mehr als zweifache Belastbarkeit des Knochens mit Implantat gegenüber zementlosen Implantaten erreicht, die Gleitfähigkeit des Implantats nimmt um den Faktor 100 ab. Durch FOLLACCI (59) und ANDERSON (2) wurde dies bestätigt. Diese Untersuchungen erstrecken sich allerdings nur auf Endoprothesen in damals üblicher Form, d.h. ohne Verwendung von keramischem Material.

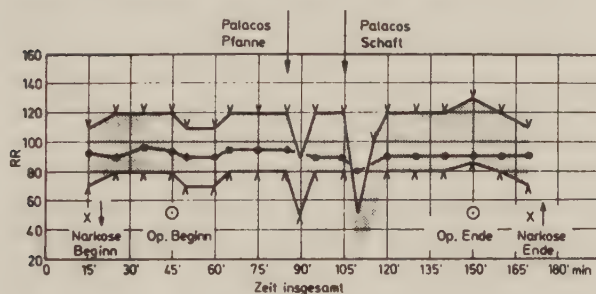
Einen weiteren Vorteil bietet der Zement vor allem bei breitem Markkanal und Altersosteoroporose, zementlose Varianten sind hier nicht alternativ, wie später noch ausgeführt wird.

B. KOMPLIKATIONEN DER HÜFTENDOPROTHESE

I. PERIOPERATIVE KOMPLIKATIONEN

1. Perforation der Pfanne, vor allem bei Osteoporose und Protrusio acetabuli.
2. Die Perforation des Schaftes, vor allem bei Osteoporose sowie engem Femurschaft.

Narkosezwischenfälle (Fettembolie), bei 50 % während der Einzementierung, erhebliche Blutdruckabfälle und Rhythmusstörungen.



SCHULITZ, DUSTMANN (169):
Charakteristischer intraoperativer Blutdruckabfall nach Einbringen von Acrylzement in Pfanne und Femurschaft.

Todesursache bei der Totalendoprothese war in den meisten Fällen eine massive Fettembolie der Lunge mit Dilatation des rechten Herzens.

Anhaltende Zyanose sei als Beschränkung des

alveolären Gasaustausches durch die Fettembolie der Lungen anzusehen.

Plötzlicher arterieller Blutdruckabfall sowie Herzrhythmusstörungen durch akute Rechts-herzinsuffizienz durch Blockade des Lungenkreislaufs (nach DUSTMANN et al. (51) scheinen diese Theorie zu bestätigen. Die kolloidchemische Theorie der Fettembolie: Im Schock freiwerdende Katecholamine bewirken eine Störung des Kolloidalzustandes der Blutfette mit der Folge des Zusammenfließens von kleinen Fettröpfchen zu großen; bei der Polymerisation des Knochenzements freiwerdende Monomere sowie tertiäre Amine sollen ähnlich wie Katecholamine wirken.

Als Prophylaxe gegen diese Komplikation schlagen DUSTMANN et al. (51) vor:

Vor Operationsbeginn sollte eine Kurzinfusion des essentiellen Phosphor-Lipid Lipostabil zu 40 ml erfolgen; zur Druckentlastung des Markkanals wird eine Redondrainage vorgeschlagen.

4. Frakturen des Oberschenkelchaftes, die bei der Anlegung einer Endoprothese auftreten können, sind nach AO-Richtlinien zu versorgen.
5. Eine der gefürchtetsten Nebenkomplikationen bei dem Anlegen einer Endoprothese ist die Druckschädigung des Nervus femoralis bzw. des Nervus ischiadicus durch die Hohmonnhebel.

6. Gefäßkomplikationen

Seltene, operationstechnisch bedingte, perioperative Komplikationen stellen die Gefäßverletzungen beim Einbau einer Endoprothese dar.

In Kürze einige Fälle:

HUKE et al. (100) berichten von Überdehnungs-
Lysen einer arteriosklerotisch veränderten
Intima, als Schädigungsmechanismus werden
Verwringung und Rotation bei der Suche nach
der optimalen Lage des Beins vor einem allo-
plastischen Einsatz vermutet. Betroffen waren
die Arteria femoralis communis und die Ar-
teria iliaca interna.

MALLORY (123) berichtet über die Penetration
der Knochenfräse durch das Acetabulum mit fol-
gendem Anriß der lateralen Wand von Arteria
und Vena iliaca communis vor allem auf der
rechten Seite.

SUREN et al. (180) fanden nach einem allopla-
stischen Einsatz an der Hüfte:

- Ein Pseudoaneurysma der proximalen Arteria profunda femoris sowie eine vollständige Thrombosierung der Vena femoralis,
- eine Fistel zwischen Arteria und Vena femoralis.

Als Ursachen sehen SUREN et al. (180) an:

- Ungenügende Kapselpräparation, in erster Linie verantwortlich für Arteria femoralis-Läsion;
- falsches Einsetzen des Hohmann-Hakens am ventralen Acetabulumrand führte wahrscheinlich zu Bildung eines Arteria femoralis-Aneurysmas;
- Beseitigung von überstehendem Knochenzement nach Pfannenimplantation führte wahrscheinlich zur Verletzung der Arteria profunda femoris.

TRACZUK (183) berichtet über die Zerreißung der Arteria iliaca externa durch einen Zementsporn, der ins Becken eingedrungen war, mit nachfolgender Entstehung eines sogenannten falschen Aneurysmas in diesem Bereich.

Als Gegenmaßnahme empfiehlt TRACZUK (183) besondere Vorsicht bei Patienten mit Protrusio acetabuli, da in solchen Fällen die Beckengefäße näher am Acetabulum liegen und eine Zerreißung der Arterien und Venen leicht auftreten kann.

SCHÖLLMER und KRASEMANN (168) berichten über das Auftreten von akuten Verschlüssen der gleichseitigen Arteria iliaca externa bei Endoprothesenaustauschoperationen.

Ursachen sind, nach Beobachtungen von HUKÉ et al. (100) bestätigt, Intimaeinrisse mit

nachfolgender Thrombosierung und Ablösung von arteriosklerotischen Intimaplaques, vermutlich ausgelöst durch Zugkräfte an der Arteria femoralis communis und der Arteria iliaca externa (HUKE (100)), die durch Einwirkung von chronischer Entzündung und chronischen Fremdkörperreizen auf das perivaskuläre Gewebe vollständig eingemauert sein können und keine Elastizität mehr aufweisen.

II. Frühkomplikation

1. Periphere Neuropathien nach Einsatz von Endoprothesen

WEBER (193), CHARNLEY (29), COVENTRY (38), McKEE (125) und STÖHR (178) berichten über eine wenngleich seltene so doch folgenreiche Frühkomplikation nach Einsatz von Endoprothesen: Periphere Neuropathien (0,7 % der Fälle).

Unterschiedliche Schweregrade der Nervenläsion sind meist auf ein Operationstrauma zurückzuführen; Frauen sind dabei statistisch prädisponiert ($t = 0,01$), ohne daß sich eine Ursache hierfür finden läßt: 77 % der peripheren Neuropathien bei Frauen, 33 % bei Männern. Es handelt sich bei diesen peripheren Neuropathien in erster Linie um Ausfälle im Bereiche des Nervus femoralis bzw. des Nervus ischiadicus.

WEBER (193) teilt dabei folgende Grade der

Neuropathie ein:

Grad 1:

Nervenschaden nur im EMG feststellbar,

Grad 2:

Nervenschaden im EMG und als physikalischer Befund, keine Symptome,

Grad 3:

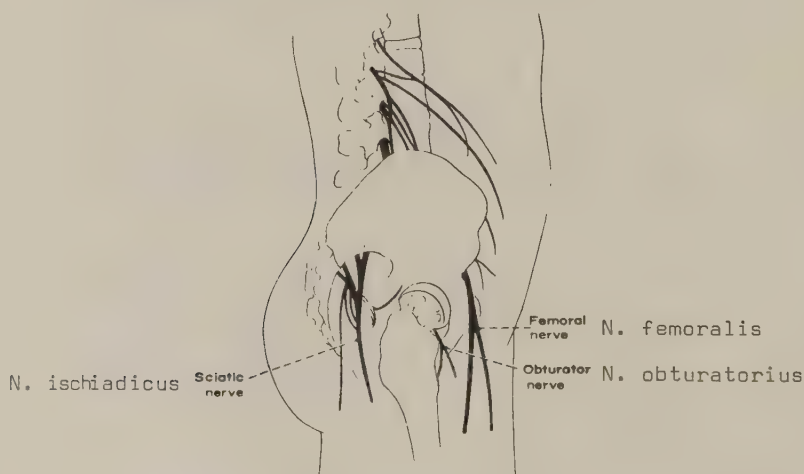
EMG positiv, physikalischer Befund positiv, leichte Symptome, keine Gehhilfe notwendig,

Grad 4:

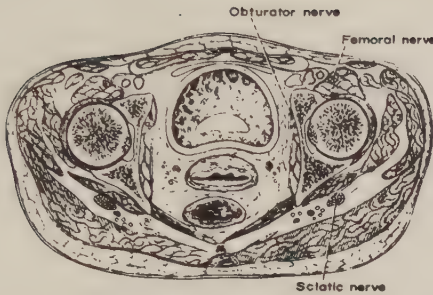
EMG positiv, physikalischer Befund positiv, Symptome vorhanden, Gehhilfe wird benötigt,

Grad 5:

Genesung ist eingeschränkt.



Seitenansicht des Beckens und des Hüftgelenks mit Darstellung des anatomischen Verhältnisses der Nn. ischiadicus, femoralis und obturatorius zur Hüfte.



Querschnitt des Körpers in Höhe der fovea centralis mit Darstellung des Verhältnisses von Nn. ischiadicus, femoralis und obturatorius zum Hüftgelenk.

2. Thrombose nach Einsatz von Hüftendoprothesen

Die Thrombose zählt in Form von Phlebothrombose und Embolie zu den gefürchtetsten Frühkomplikationen nach Einsatz einer Hüftendoprothese (DUSTMANN, SCHULITZ, KOCH (51)).

Die Therapie dieser Thromboseform erfolgt jedoch nach unterschiedlichsten Richtlinien. Als Beispiele einige Therapievorschläge:

Nach BERGQUIVIST et al. (6):

- Dextran zeigt keine Wirkung in Richtung Thrombolyse.
- 50 % der Thrombosen werden 3 Tage post operationem, weitere 50 % ca. 1 Woche post operationem gebildet.
- Thrombokinesefaktoren sind:

- Lokale Venenkompression,
- Inaktivität.

- Eine präoperative Phlebographie erscheint aus klinischer und forensischer Sicht notwendig.

- Beine mit präoperativen pathologischen Abweichungen der Venen sind prädisponiert für postoperative Thrombose.

GALASCO et al. (63) erörtern über den Wert der Heparinprophylaxe zum Schutz vor Venenthrombose und pulmonaler Embolie in niedrigen Dosen folgendes:

	Heparin-behandelt	Kontrolle
Paarweise Anzahl der Patienten beiderlei Geschlechtes	50	50
Tiefe Venenthrombose	8 (16%)	23 (46%)
Pulmonale Embolie (Frühstadium)	1 (2%)	2 (4%)
(Spätstadium)	1 (2%)	3 (6%)
	(4%)	5(10%)
Sterbefälle	15 (30%)	11 (22%)
Wundinfektion/Hämatome	7 (14%)	8 (16%)
Hämaturie	2 (4%)	0
Zerebravaskuläres Trauma	0	1 (2%)

Die Ergebnisse wurden aus 100 Patienten beiderlei Geschlechtes ermittelt.

x) Diese Differenz ist signifikant ($P < 0.001$).

	60 - 74 Jahre		75 Jahre und älter	
	Anzahl der Patienten	Anzahl der D.V.T.	Anzahl der Patienten	Anzahl der D.V.T.
Heparinisiert	13	3 (23,1%)	37	5 (13,5%)
Kontrolle	13	8 (61,5%)	37	15 (40,5%)
GESAMT	26	11 (42,1%)	74	20 (27,0%)

Diese Ergebnisse werden von SEVITT und GALLAGHER (170) und SATZLMANN et al. (163) bestätigt.

Nachteile dieser Methode:

- Das Risiko der Wundhämatombildung steigt,
- der Heparinspiegel muß inter- und intraindividuell unterschiedlich von Tag zu Tag neu eingestellt werden,
- Interaktionen mit Hypnotika, besonders Barbituraten sind möglich.

Die einzige Möglichkeit diese Nachteile zu vermeiden, stellt die prophylaktische Gabe von Heparin in niedrigen Dosen dar, SHARNOFF und DE BLASIO (172), KAKKAR (104), WILLIAMS (199), GORDON-SMITH (67) und GALASCO (63) bestätigen dies:

- GALASCO (63) stellte bei prophylaktischer Heparin-gabe keine Zunahme der Wundhämatome oder der Infektionsrate fest.

- VAN VREONHOVN (187) schlägt die subcutane Heparinverabreichung als effektivere Methode gegenüber der oralen Gabe vor.
- GALLUS et al. (65) geben 2 - 3 mal tägl. je 5000 E. Heparin.
- Die Heparin-gabe muß fortgesetzt werden, bis der Patient mobil ist (KAKKAR et al. (105)).
- Nach BERGQUVIST (6), KORVALD (113) und WEDGE (194) erbringt die Dextran-gabe keine Thromboseprophylaxe.

Der Wirkungsmechanismus des niedrig dosierten Heparins ist unsicher, möglicherweise setzt es die Plättchenadhäsion herab und inaktiviert den Faktor X.

Zur Thromboseprophylaxe schlagen TSCHERNE et al. (184) folgendes vor:

Diagnose zur Feststellung von Thrombosen mit

- Sonographie,
- Radiofibrinogentest,
- (Phlebographie).

Feststellung von Lungenembolien mit

- Lungenzintigraphie,
- evtl. Pulmonalisangiographie.

Zur Therapie:

Physikalische Maßnahmen:

- Hochlagerung des Fußendes, .

- Kompressionsverbände,
- frühzeitige Mobilisation.

Folgende Medikamente:

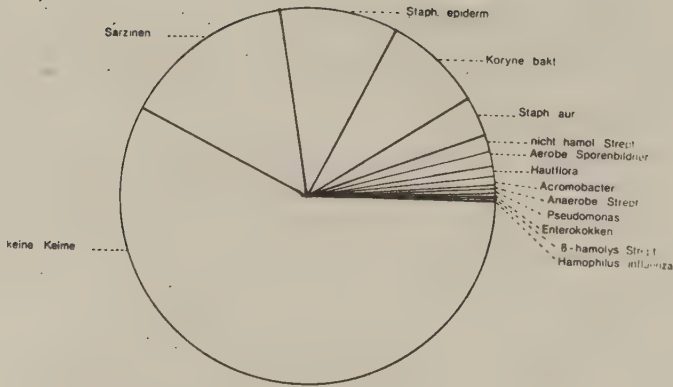
Bei diagnostizierter Thrombose: 5000 E. Heparin i.v. im Bolus, anschließend 20 E. je kg KG und Stunde, gleichzeitiger Beginn einer Marcumarmedikation.

TSCHERNE et al. (184) bevorzugen die Kombinationsgruppe Dihydroergotamin und Lowdoscheparin (Senkung der Thrombosen auf 15 entsprechend 22 % bei n = 61). Zu gleichen Ergebnissen kommen KAKKAR (106) und SAGAR (162).

3. Frühinfekt

Nach HOLZ und GUBBA (95) ist der frühe Infekt mit den klassischen Entzündungszeichen Schwellung, Rötung, lokale und allgemeine Temperaturerhöhung mit später Fistelbildung (HEIPERTZ (90)) unmittelbar nach der Operation und die Bildung einer chronischen Fistel bei fehlender Revision und Wundspülung vom späten Infekt mit schleichendem, monate- oder jahrelangem Verlauf, mit Osteolyse, Entkalkung, Periostabhebung und später Fistelbildung unterscheiden, zusätzlich findet sich ein Rotations- und Stauchschmerz. Sowohl bei Früh- wie bei Spätinfektion drohen Prothesenlockerungen.

Bei Routineabstrichen aus Endoprothesen ergab sich folgendes Bild:



HOLZ, GUBBA (95):
Häufigkeitsverteilung der Keime bei Endoprothesen-Routine-Abstrichen (Januar 1972 bis Dezember 1973, n = 584).

Am häufigsten fanden HOLZ und GUBBA (95) als pathogene Keime *Staphylococcus albus*, LINDGREEN et al. (121) konnten die gewonnenen Ergebnisse bestätigen. Die Theorie der Latentinfektion wird durch sterile Wundabstriche bei der Reoperation in den meisten Fällen (80 %) widerlegt.

Weit größere Bedeutung für die Prothesenlockerung kommen nach HOLZ und GUBBA (95) biomechanische Störfaktoren bei der Prothesenverankerung zu: Durch hitzebedingte Grenzschichtschädigungen kommt ein minimales Spiel vom Prothesenschaft im Femur und von der Pfanne im Becken zustande. Schlußfolgerungen: HOLZ und GUBBA (95) empfehlen die von WÉBER (191) ausgeführte Staphylococcen-Vaccination zur Prophylaxe. Weiterhin sind notwendig konsequente

Reinraum-Technik sowie geschultes Personal und Disziplin im Operationssaal. Da es sich bei späten Prothesenlockerungen in der Mehrzahl der Fälle um abakterielle Entzündungen handelt, erscheint die Verwendung von antibioticahaltigem Knochenzement (Refobacin-Palacos), wie BUCHHOLZ (17,19) vorschlägt, überflüssig, mit einer Infektionsrate von 0,74 % bei 1083 Fällen liegen HOLZ und GUBBA (95) dementsprechend nur gering über der Infektionsrate von BUCHHOLZ (19) mit 0,7 %.

4. Herz-, Kreislauf- und Lungenkomplikationen

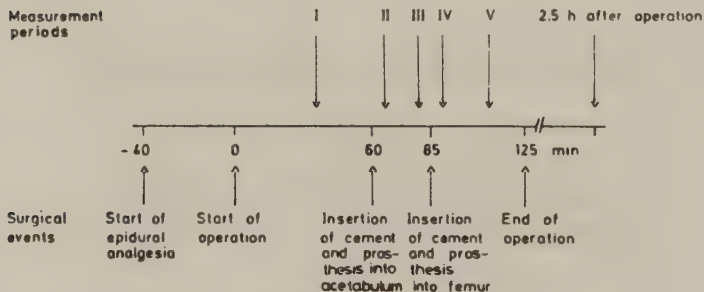
Die Bedeutung von thromboplastischen Produkten, Fettembolie und Acrylmonomeren für die Entstehung von Blutdruckabfall und Oxämie während der Einsetzung einer Endoprothese.

Mögliche Ursachen:

- Nach DANDY (39), SEVITT (171) und DANDY (40):
Diffuse Fettembolisierung der Lunge aus dem Knochenmark;
- Nach PARK et al. (145):
Absorption von Acrylmonomeren in den Kreislauf;
- Nach MODIG (133, 134):
Mikroembolisation in der Lunge, d.h. Plättchenaggregation und Fibrinablagerungen in der Lunge, wird durch Kreislauf und Lungenreaktion verursacht.

MODIG et al. (133) bestimmten zu diesem Zweck:

- Anzahl der Fettröpfchen und Existenz von Knochenmarkszellen im pulmonalarteriellen Blut;
- Acryl-Monomer-Konzentrationen im pulmonalarteriellen Blut nach Einzementierung der Prothesen;
- Grad der gewebsthromboplastischen Aktivität.



MODIG (133,134):

Beziehungen zwischen den Meßabschnitten, der Zeit in Minuten und den chirurgischen Ereignissen:

- I - Unmittelbar nach dem Auffräsen des Acetabulum;
- II - während der ersten 4 Minuten nach Einbau der Acetabulum-Prothese;
- III - während der Schafteinführung;
- IV - während der ersten 4 Minuten nach dem Einbau der Femurprothese;
- V - 20 bis 30 Minuten nach dem Einbau der Femurprothese.

Bestimmung der Fettröpfchenmenge aus der Pulmonalarterie durch einen Milliporen-Mikrofilter während der verschiedenen Meßperioden der Operation (I - V). Die Analyse erfolgte durch ein Lichtmikroskop über dem Eingangssektor des Filters, bestimmt wurde dabei die Anzahl der Fettpartikel in 2 ml Zitratplasma.

Pat. Nr.	M e ß a b s c h n i t t e				
	I	II	III	IV	V
1	0	0	0	+	0
2	0	0	0	++++	+
3	0	0	0	+	0
4	0	0	0	+	0
5	0	++	0	+	0
6	0	0	0	+	0
7	0	+++	+	++++	+++
8	0	0	0	++++	+++
9	0	+	+	++++	++
10	0	0	0	+	0
11	0	0	0	++	+
12	0	+	+	++++	+++
13	0	0	0	++++	+

Symbole und Anzahl der Fettröpfchen:

0 = 0

+ = 1 - 20

++ = 21 - 50

+++ = 51 - 100

++++ = 101 - 500

+++++ > 500

MODIG (133,134):

Ergebnisse: Die Konzentration der Fettröpfchen im pulmonalarteriellen Blut nahm nach Einbau der Femurprothese deutlich zu.

Gleiches gilt für Knochenmarkzellen sowie Aggregate aus Plättchen und Fibrin.

Im Operationsabschnitt II (Skizze siehe oben) findet ein signifikanter ($p < 0,01$) Abfall von RCT statt,

Im Abschnitt IV ist die RCT am kürzesten.

MODIG et al. konnten im Lungenblut keinen signifikanten Unterschied zwischen der Acrylkonzentration nach Acetabulum- bzw. Femurmentierung feststellen (0,06 mg % bzw. 0,08 mg %).

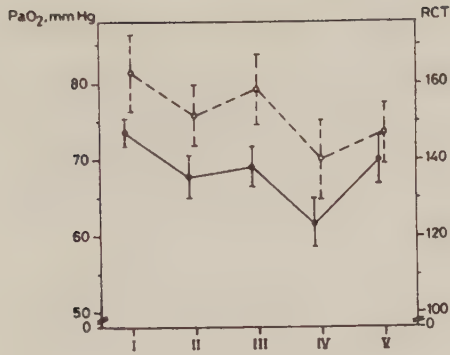
Zum Blutdruckverhalten:

Nach dem Einbau der Acetabulumprothese folgt ein durchschnittlicher Blutdruckabfall von 5,5 mmHg ($p < 0,01$), nach Einbau der Femurprothese ein durchschnittlicher Abfall von 12,4 mmHg ($p < 0,01$); weiterhin gilt, daß die Größe des Blutdruckabfalls direkt proportional zu seiner Länge ist.

Zur Blutgasanalyse:

Nach Einbau der Acetabulumprothese ergab sich ein durchschnittlicher Blutdruckabfall um 5,6 mmHg, nach Femurprotheseneinbau ein durchschnittlicher Abfall von 11,3 mmHg.

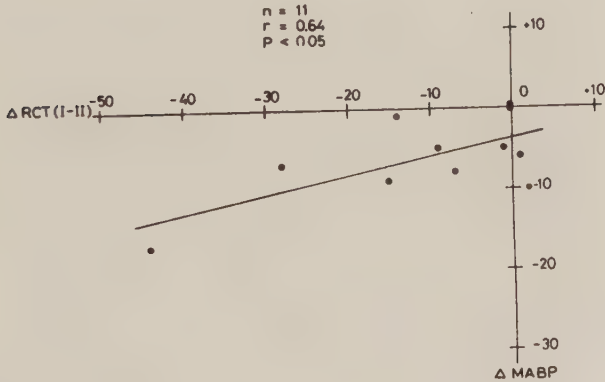
Das Verhalten von RCT (Recalcification Time) und arteriellem Sauerstoffdruck stimmen weitgehend überein:



MODIG (134):

Durchgezogene Linie für Werte der RCT.
Unterbrochene Linie für Werte der arteriellen O_2 -Spannung (= MABP)

Gleiches gilt für RCT und das Blutdruckverhalten:



MODIG (134):

Verhältnis zwischen der Verkürzung der RCT (Sekunden) und dem maximalen mittleren arteriellen Blutdruck (mmHg) nach dem Einbau von Zement und Prothese in das Acetabulum.

Schlußfolgerungen:

Die pathophysiologische Bedeutung der Fettröpfchen sowie ihr Einfluß auf Atmung und Kreislauf ist nicht gesichert (SCHULITZ, DUST-MANN (169):

MODIG et al. (133,134) konnten keine signifikante Korrelation zwischen der "Fettinjektion" in die Lunge und dem gleichwertigen arteriellen Sauerstoffdruckabfall feststellen.

Ebensowenig fanden MODIG et al. (133,134) eine Korrelation zwischen Fettröpfchen im Lungenkreislauf und der RCT, d.h. Fettröpfchen verfügen nicht über thromboplastische Aktivität.

Unmittelbar nach dem Einbau der Femurkomponente ist RCT am kürzesten; die Autoren fanden weiter eine hohe Korrelation zwischen dem arteriellen Sauerstoffdruckabfall und dem Auftreten von thromboplastischen Produkten im Lungenkreislauf (s.o.):

Die Freisetzung von thromboplastischen Substanzen verursacht in Verbindung mit bestimmten Operationsschritten

- die Plättchen- und Fibrinaggregation im Lungenkreislauf mit nachfolgendem Abfall des arteriellen Sauerstoffdrucks; die unmittelbaren Ursachen sind unbekannt;

- die Freisetzung von Adenonukleotiden, kleine Vasodilatation und damit einen arteriellen Blutdruckabfall bewirken (SWENDBORG (181)).

Aufwendige Untersuchungen von MODIG et al. kamen für die Bedeutung von Acrylmonomeren zu folgendem Ergebnis:

I.v.-Infusionen von Acrylmonomeren

- zeigten keine thromboplastische Aktivität,
- verursachten keine Plättchen- bzw. Fibrinaggregationen in den Lungen,
- verursachten keine Veränderungen des arteriellen Sauerstoff- und CO_2 -Drucks (Bestätigung durch SCHLAG/PIEHLER (166)).

II. Spätkomplikationen:

1. Infektion:

- Nekrosezonen durch Ausfräsen sind guter Bakteriennährboden; Bakterien werden auf dem Blut- und Lymphweg dorthin verschleppt (BUCHHOLZ (18)).
- Zement verhindert die Antikörper-Bildung und begünstigt so die Ansiedlung von Bakterien.
- Poren und Kanäle auf der Zementoberfläche stellen eine gute Möglichkeit für Keime dar, sich zellulären Abwehrkräften des Körpers zu entziehen.

Als Prophylaxe gegen die gefürchtete Infektion werden verschiedene Wege vorgeschlagen:

- WEBER/STÜHMER (192):
Aktive Immunisierung mit polyvalenten Staphylococcenvaccinen.
- WEBER (191):
Ultrasterile Operations-Box.
- BUCHHOLZ/ENGELBRECHT (17,19):
Antibiotica im Knochenzement.

Bei tiefen Infekten folgender Behandlungsvorschlag:

- Spüldrainage (vor allem bei älteren Patienten sowie vermindertem Allgemeinzustand);
- Prothesenentfernung bei Lockerung der Endoprothese;

Prothesenaustausch bei jüngeren Patienten;
eventuell Versuch mit Refobacin-Palacos-Zement und Spül- und Saugdrainage.

2. Lockerung der Endoprothese:

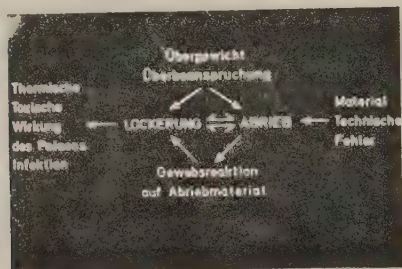
Der röntgenologisch sichtbare Saum um die Prothese stellt nach SCHULITZ und DUSTMANN (169) kein Kriterium für eine Lockerung dar. Der Saum sei vielmehr Ausdruck der Zementreaktion beim Erkalten nach Ausdehnung des Zements bei der Polymerisation. Saumbildungen mit Konden-

sation bzw. Sklerosierung der Knochenstruktur um den Zementkern sollen auf eine Funktionstüchtigkeit der Prothese hinweisen. Wegen der hohen Lockerungsrate bei Protrusio acetabuli schlagen SCHULITZ und DUSTMANN (169) vor, im Zustande einer fortgeschrittenen Protrusio acetabuli keine Endoprothese einzubauen.

Um die Lockerungen der Endoprothesen prophylaktisch angehen zu können, sollte bekannt sein, daß für den Lockerungsmechanismus die Amplituden des Be- und Entlastungsimpulses besondere Bedeutung haben:

Je kürzer die Zeit, in der eine beschleunigte Masse abgebremst bzw. beschleunigt werden muß, um so größer sind die Amplituden, d.h. die Druckschwankungen, die je Zeiteinheit pathomechanisch wirksam werden können. Weiterhin wirken wechselnd varisierende, valgierende und torquierende Kräfte am koxalen Femurende sowie wechselnde Druckrichtungen an die Pfanne. Sie leisten Verformungsarbeit, die am gesunden Hüftgelenk wegen seiner elastischen Formelemente reversibel ist. An der Kontaktfläche zwischen Metall bzw. Kunststoff und Knochen bilden sich nun Resorptionszonen als Folge dieser ungebremst eingeleiteten Kraftspitzen.

Lockerungsursachen von Totalendoprothesen
des Hüftgelenks:



Darstellung der Lockerungsursachen von Total-
endoprothesen des Hüftgelenks.

BRINKMANN und HEILMANN (15):

Die genannten Autoren untersuchten das Vor-
kommen von Gewebsreaktionen auf das Abriebma-
terial des Kunststoffs Polyester und deren
Einfluß auf Spätlockerungen bei Endoprothesen;
sie konnten einen quantitativen Zusammenhang
zwischen der Menge des Abriebmaterials und der
Gewebeaktion feststellen. Zum erstenmal wies
WILLERT (198) auf diese Problematik hin.

Die Speicherung des Abriebmaterials erfolgt in
der inneren Schicht der neugebildeten Gelenk-
kapsel; Polyäthylenteilchen werden dabei haupt-
sächlich von Fremdkörperriesenzellen gespei-
chert, Polyesterteilchen von Histozyten. Die
Abriebmenge des Polyesters ist dabei etwa dop-
pelt so groß wie die des Polyäthylens.

Als Gewebsreaktionen beschreiben die Autoren

zum Teil Bindegewebswucherungen, zum Teil kommt es zur Bildung von reaktivem, histiozytärem Granulationsgewebe mit Fremdkörperriesenzellen und der Tendenz zur Nekrose und Invasion in angrenzende Knochenmarkräume mit nachfolgendem starkem osteoplastischem Knochenabbau. WEBER et al. (192) machen dieses Phänomen für die nach 3 - 4 Jahren auftretenden aseptischen Pfannenlockerungen verantwortlich.

Im Röntgenbild zeigt sich dabei eine zunehmende Hofbildung zwischen Zement und Knochen. Dies sind nach KEYL und HEPP (107) Zeichen einer beginnenden Auslockerung der Endoprothese, die erst 1 - 2 Jahre später manifest werden kann.

BRINKMANN und HEILMANN (15) schlagen deshalb vor, Fremdpolyester als Wirkstoff für Gelenkprothesen nicht mehr zu verwenden.

ROSEMEYER und PFÖRRINGER (159) wiesen auf die Problematik der Verwendung von Polyesterprothesenkomponenten hin und demonstrierten dies in praxi.

Auch hier zeigt sich, daß der feindisperse Abrieb von Polyesterprothesenkomponenten Fremdkörperreaktionen und Osteolysen verursacht, die mit den folgenden Spätlockerungen den Therapeuten vor große Probleme stellen.

HACKENBROCH, PLITZ und SPRINGER (84) legen im Zusammenhang damit nun erstmals konkretes

Material über die Menge der Abriebverluste an den Prothesenköpfen vor. Als mittlerer Gesamtverlust pro Jahr werden bei durchschnittlicher 4,8-jähriger Verweildauer 0,5 g Abrieb/Jahr ermittelt.

Vermehrter Abrieb findet sich bei Valgusposition der Schaftkomponenten und steilgestellten Pfannen mit einem Acetabulumwinkel über 50° . Die sachgemäß eingebaute Rotationsprothese stellt ein materialschonendes Prinzip dar, der symmetrische Abrieb bescheinigt erhaltene Rotationsfähigkeit bei minimaler Gewebsreaktion durch Abriebverlust.

Beim asymmetrischen Verschleißtyp traten Fälle mit 0,67 g Abriebverlust/Jahr auf als Folge einer frühzeitigen Einschränkung der Rotationsbewegung im Zylindergelenk.

Gewebeempfindlichkeit gegen Metalle der Prothesenlegierung:

EVANS et al. (56) berichten in einer umfangreichen Untersuchung über die Möglichkeit einer Allergieentwicklung gegen Kobalt und Chrom bei Verwendung derartiger Metalle in Prothesenlegierungen, nachweisbar durch einen Chrom-Kobalt-Patch-Test. BRENDLINGER (14), FREGERT (61) und MCKENZIE (127) bestätigen die Ergebnisse dieser Untersuchung.

Zur Freisetzung von Metallteilen kann es in er-

ster Linie bei Prothesen mit Metallpfanne und Metallkopf kommen, wie Vergleichsuntersuchungen mit der Kombination Metall-Polyäthylen zeigen, bei der Kombination Knochen-Metall werden weit weniger Metallanteile freigesetzt.

Ergebnisse der Hautsensibilitätstests bei Kobalt, Chrom und Nickel:

		Haut	
		empfindl.	unempfindl.
Prothese	locker	9 (11 Proth.)	5
	nicht locker	0	24

EVANS (56):

Kobalt, Chrom und Nickel können zur Entwicklung einer Hautsensibilität führen, wenn die o. g. Elemente die Haut über den Blutstrom erreichen.

Durch die Freisetzung von Metallteilen aus der Prothese kommt es zu Schädigungen der Gefäße in unmittelbarer Umgebung, die Folge ist eine Unterbrechung der Blutversorgung mit Knocheninfarkt, dann Knochen- und Gewebse nekrosen.

Schlußfolgerungen für die Praxis:

- Möglichst Verwendung von Polyäthylen-Metall-Kombinationen;
- vor jeder Implantation Sensibilitätstestung auf Kobalt, Chrom und Nickel;

- bei Patienten mit gelockerten Prothesen Sensibilitätstestung vor Reimplantation;
- zur Beachtung: Gefahr der sekundären Infektion bei primär "Metall-bedingter" Lockerung.

HOFFMANN-DAIMLER (94) schlägt deshalb einen bewußten Verzicht der Verwendung verankernder Zemente vor. Der Schaft der Kopfhendoprothese sowie die Mitte der Pfannenkuppe sind in seinem Vorschlag als zentrierender Konus ausgelegt. An der Schaft- und Pfannenbasis sind die druckaufnehmenden Flächen von einer "Federungszone" umgeben. Das Material dieser Zone besitzt eine höhere Elastizität als der Knochen. Damit ist die grundsätzliche Forderung, die anfallende Verformungsarbeit aufzufangen und die gefährlichen Druckimpulse zu verzögern, erfüllt. Für die Herstellung geeignet erscheinen bestimmte Zubereitungen einer kautschukähnlichen porösen Substanz, die sich zu Formteilen verarbeiten läßt:



HOFFMANN-DAIMLER (94):

Beispiel einer Federungszone, die zwischen Implantat und Knochengewebe eingebettet ist (a). Subtrochantäre valgisierende Osteotomie zur Aufhebung des torquierenden Schenkelhalshebels (b, c).

Bis zur Entwicklung dieser neuen Werkstoffe aus dem Bereich der Biokeramik stellen JÄGER et al. (101) folgende Forderungen:

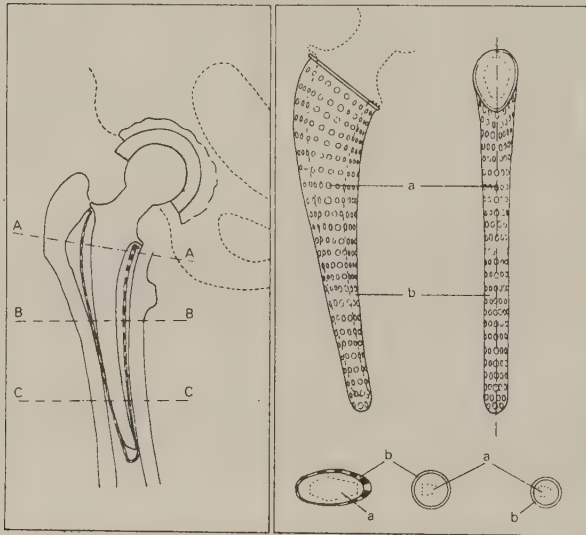
Die alleinige Entfernung des Knorpels vor der Implantation einer Endoprothese ist für eine gute Verankerung der Pfanne nicht ausreichend.

Die günstigste Verankerungsvoraussetzung erscheint das Auffräsen bis zur Spongiosa mit gleichzeitiger Einbringung von je einem Bohrloch im Os ileum, Os pubis und Os ischii zu sein.

Mehr als fünf Bohrlöcher bei Auffräsung bis in die Spongiosa scheinen zur Strukturschwächung

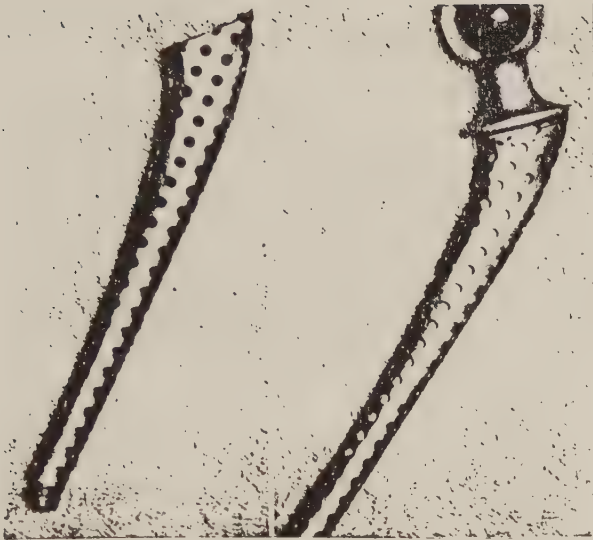
und entsprechender Verminderung des Widerstandes gegen Torsionskräfte zu führen.

VOORHOEVE (188) überbrückt Knochendefekte am Prothesensitz mit in den Zement eingelassenen Verbundeinsätzen, dem sog. "Limburger Trichternetz":



Schnittzeichnung
des Standard-
modells "Limbur-
ger Trichternetz"

Standardmodell
"Limburger Trichternetz"



Erstes vorgefertiges Modell ohne Prothese.

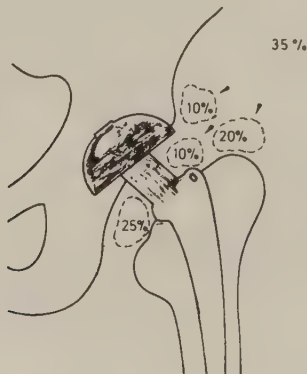
Erstes vorgefertigtes Modell mit Prothese. Man erkennt, wie die Prothese durch das Trichternetz in eine ideale Valgusposition gezwungen wird.

Das Netz ist so gestaltet, daß die Prothese bei der Implantation in die angestrebte Valgusposition gezwungen wird. Die Überbrückung des Knochendefekts erfolgt durch eine "überkragende" Metall-Zement-Konstruktion.

3. Periartikuläre Verkalkungen:

Sie entstehen bei der Auseinandersetzung des Gewebes mit dem Polymethylmetacrylat; es kommt zur Degeneration und Umstrukturierung des Kapselregenerats:

Vermutlich kann die Nukleationsfähigkeit des Kollagens, die durch Polyphosphate gehemmt wird, durch freiwerdende lysosomale Enzyme bei der Regeneration aktiviert werden. Die Kalkschatten treten ca. 4 - 6 Wochen nach der Operation auf, die Kristallisation scheint nach ca. 3 - 4 Monaten post Operationen abgeschlossen zu sein. Die Häufigkeit periartikulärer Verkalkungen liegt bei ca. 30 %, die häufigste Lokalisation im Bereich der Abduktoren:



SCHULITZ/DUSTMANN (169):
Verteilungsschema der periartikulären Verkalkungen nach Implantation einer Totalendoprothese. Die Verkalkungen treten nach Untersuchungen von DUSTMANN et al. hauptsächlich im Bereich der abduktorisches Muskulatur auf.

4. Agressive Granulom:

= Eine Gewebereaktion auf Abbruchteilchen des Polyesterhüftkopfes.

Das aggressive Granulom tritt nur bei Weber-Prothesen auf. Die entstehenden Osteolysen bilden sich um den Polymethylmetacrylat-Block, die sich entwickelnde Synovitis ist Indikation zum Prothesenwechsel.

5. Prothesenbrüche:

Für Prothesenbrüche gibt es in erster Linie zwei Ursachen:

- Nicht achsengerechter Einbau kann zu erheblichen Fehlbelastungen führen,
- in einer Vielzahl von Fällen konnten amerikanischen Autoren ganz erheblich Materialfehler nachweisen, in erster Linie einen zu hohen Kohlenstoffzusatz (GALANTE (62)).

Prothesenbrüche lassen sich bei Prothesenaufbau in Valgusform meist vermeiden.

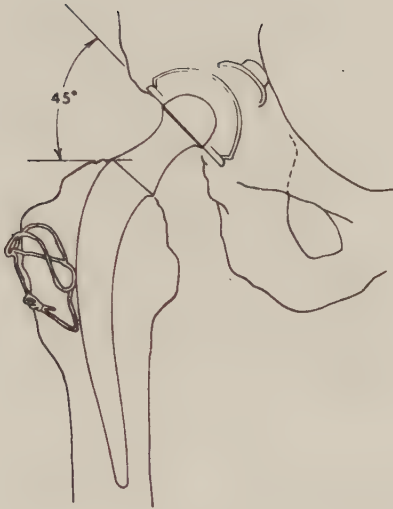
COVENTRY et al. (38) kommen anhand erläutelter Früh- und Spätkomplikationen zu folgenden Konsequenzen für die Praxis:

- Der femurale Prothesen-Zement-Komplex ist medial gut abzustützen,

- die Knochenspongiosa ist dabei vollständig zu entfernen;
- die Zementschicht zwischen Halscortex und medialem Femur-Prothesenteil ist optimalerweise ca. 1 cm dick;
- die Femurkomponente sollte in leichter Valgusstellung oder Neutralstellung sein; dabei läuft die Achse des Femurstiels parallel zum Femurschaft. Die Folge ist eine eindeutige Last-Verminderung.
- Überschüssiger Knochen und Zement um beide Prothesenteile sind zu entfernen.

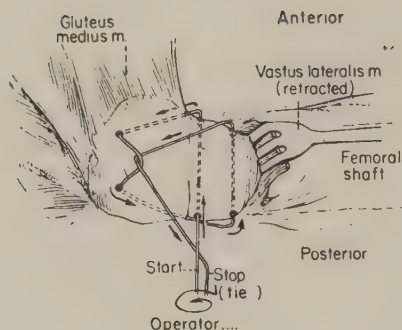
Zur Stellung der Prothesenteile:

- Femurteil in Neutralposition (s.o.);
- Acetabulum-Teil in 10° Anteversion in der Sagittalebene und unter seitlichem Einschluß von 45° mit der Transversalebene:



aus CONVENTRY (38)

- Stabilitätstestung intra Operationen,
- liegt der Patient in lateraler Position auf dem Operationstisch, ist unbedingt das Becken zu fixieren,
- für den Spezialfall eines detrusor acetabuli gilt: Es sind große Löcher (Durchmesser 1 - 1 1/2 cm) in das Os ileum, Os ischii und Os pubis zu bohren zur ausreichenden Fixation des Zements im Knochen, gleiches gilt für Fraktur-Dislokationen mit Subluxation.



COVENTRY (38):

Die Methode der erneuten Fixierung des großen Trochanter.

Der Draht ist hoch genug im Trochanterteil zu fixieren und zwar knapp am Sehnenabschnitt für den *Musculus glut. medius* und *minimus*, bei ausgeprägter Osteoporose sind a.p.-Löcher auf der medialen Seite des Prothesenschaftes durch den Femur zu bohren.

Alle Pseudomembranen in der Knochenmarkhöhle des Femur sind zu entfernen, zusätzlich ist die sklerotische Wand der Knochenmarkhöhle zu säubern, mit einem Osteotom sollten Gipfel, Täler und Spalten ähnlich wie im spongiösem Knochen geformt werden.

Die Beinlänge sollte präoperativ gemessen werden.

6. Späte Acetabulumfrakturen:

Ursachen:

1. Infektion;
2. tiefe Venenthrombose;
3. Thrombophlebitis;
4. verminderte Blutzufuhr;
5. da die Knochenelelastizität höher ist als bei Zement- oder Acetabulumprothesenelelastizität, kommt es zur mechanischen Fehlbelastung.

Als Ursachen werden von MILLER et al. (129) diskutiert:

- a) Zementhitze (sehr fraglich);
- b) Hitze der Reibahle;
- c) Übermäßige Bohrungen im Acetabulumbereich.

Diese Faktoren sollen nach Ansicht des Autors die Blutzufuhr aus dem Knochenmark unterbrechen und so zur Nekrose im begrenzten Bereich führen; die Periostgefäße können allein keine ausreichende Blutversorgung im Beckenbereich sicherstellen.

MILLER (129) schlägt deshalb vor:

1. Vermeidung von Infektionen;
2. Korrektur Protheseneinbau;
3. Angaben der Prothesenhersteller über maximale Belastbarkeit der Prothesen unter Berücksichtigung der Materialstruktur- und Materialzusammensetzung.

7. Femur- und Beckenfrakturen nach Einsatz von Hüftendoprothesen

In erster Linie kommen für Femur- und Beckenfrakturen nach dem Einsatz von Hüftendoprothesen als Ursache Osteoporose sowie Defekte im Bereich der Femoral-Cortex in Frage.

Sind diese Streßfaktoren bereits vor dem Eingriff festgestellt, so hält McELFRESH (124) die konservative, d.h. geschlossene Behandlung für die beste Möglichkeit einer Therapie:

Die endostale Blutversorgung wird durch die Ausfräsung des Kanals und die folgende Hitzeentwicklung bei der Polymethylmetacrylat-Polymerisation schwer gestört. Bei folgender Reposition könnte das Periost vom proximalen Fragment abgestreift werden und somit das Fragment gefäßlos bleiben.

Prophylaxe vor Femur- und Beckenfraktur:

Richtige Zementfüllung:

Die gleichmäßige Zementverteilung um das Ende der Femurprothese ist zur Vermeidung unregelmäßiger Belastung in diesem Bereich äußerst wichtig. McELFRESH et al. (124) schlagen deshalb folgende Füllungs-technik vor:

Vor allem bei sklerotischen Knochen in der Um-

gebung des Prothesenschaftendes durch dieses Knochenmaterial ein Loch bohren und den Zement in die Knochenmarkhöhle einfüllen, PMMA sollte die Knochenmarkhöhle ausfüllen, die Spitze der Prothese umgeben und von der Spitze noch mindestens 2 cm weiter distal reichen.

Vor allem bei Femurdefekten wenden McELFRESH et al. (124) ausschließlich Langschaftprothesen an.

IV. Nicht Endoprothesen-bezogene Komplikationen waren:

- a) Infektionen im Harnleitertrakt,
- b) akutes Nierenversagen,
- c) Myokard-Infarkt,
- c) "Herzversagen",
- e) Pneumonie und Atelektase
- f) Thrombophlebitis
- g) Hämorrhagie
- h) Gastrointestinal-Störungen

V. Kombinationen von Komplikationen untereinander

SMITH et al. (175) fanden bei 451 Endoprothesen-Patienten (211 akute Hüftfrakturen und 240 Hüftrekonstruktionen) folgende statistische Zusammenhänge:

a) Wundkomplikationen traten gehäuft auf bei Hüftfrakturen in Kombination mit

- Diabetes,
- Fettsucht,
- Operationsdauer von mehr als 2 Stunden.

b) Kombiniert waren folgende Komplikationen überdurchschnittlich häufig:

- | | |
|------------------|------------------|
| - Tod/Pneumonie | - Hüftfrakturen, |
| - Phlebitis | - Fettsucht, |
| - Myocardinfarkt | - Hüftfrakturen. |

C. ALTERNATIVE BEHANDLUNGSTECHNIKEN ZUR ZEMENTIMPLANTATION

NEU ENTWICKELTE PROTHESENFORMEN

I. DIE VERSCHRAUBUNG IM VERGLEICH MIT DER ENDOPROTHESE BEI DER BEHANDLUNG VON SCHENKELHALSBRÜCHEN

BÖHLER (11) verwendet zur Einteilung der Schenkelhalsfraktur die Einteilung nach GARDEN:

GARDEN I = eingekeilter Schenkelhalsbruch,

GARDEN II = Bruch mit geringer Verschiebung,

GARDEN III = stärkere Verschiebung, die Bruchstücke haben noch Kontakt, so daß der Schenkelkopf in der Pfanne gekippt ist, sein Trabekelmuster verläuft in anderer Richtung als das der Pfanne,

GARDEN IV = der Bruch ist vollständig gelöst, dadurch stellt sich der Kopf wieder in seiner anatomischen Stellung in der Pfanne ein, und sein Trabekelmuster korrespondiert mit der Pfanne. Die Bruchstücke sind stark verschoben.

Die Nekrosegefährdung ist bei Typ III und vor allem bei Typ IV sehr groß, während sie bei Typ I und Typ II und bei den lateral gelegenen Schenkelhalsfrakturen gering ist.

1. Osteosynthesemethode:

Als Osteosynthesemethode der Wahl schlägt BÖHLER die die Fixation mit vier Spongioseschrauben der AO mit möglichst breiter Auffächerung im Schenkelkopf vor. Die Komplikation ist dabei die Resorption im Frakturbereich, der meist eine Kopfnekrose zugrundeliegt, ist dies der Fall, erfolgt der Ersatz durch eine Endoprothese.

Indikationen zur Osteosynthese sind für BÖHLER und Mitarbeiter:

a) Kinder (hier ist, da die Fraktur immer lateral liegt, eine einwandfreie operative Rückstellung möglich),

b) Jugendliche,

c) Erwachsene mit einer Lebenserwartung über 15 Jahre.

Die Punkte a), b) und c) sind dabei jeweils unabhängig von der Bruchform.

d) Brüche vom Typ GARDEN I und II, sowie laterale Schenkelhalsfrakturen in jedem Alter; zu achten ist hierbei auf die Vermeidung einer übermäßigen Valgus-Stellung, einer Antekurvatur an der Bruchstelle und einer Diastase medial an der Fraktur.

2. Indikationen des prothetischen Kopfersatzes
(BÖHLER (11)):

- Im höheren Lebensalter mit Schenkelhalsfrakturen vom Typ GARDEN III und IV, die extrem nekrosegefährdet sind.
- Bei einer Lebenserwartung von 2 - 3 Jahren schlägt BÖHLER die Verwendung von Hemiprothesen vor, deren Ergebnisse nach 2 - 3 Jahren bei 30 % des Patientengutes nicht zufriedenstellend sind (Schmerzen, Lockerungen).
- Erst bei einer Lebenserwartung von 3 - 15 Jahren verwendet BÖHLER Totalendoprothesen.

II. DIE NAGELUNG IM VERGLEICH ZUR VERWENDUNG DER ENDO-
PROTHESE BEI DER THERAPIE VON SCHENKELHALSFRAKTU-
REN

JOHNSON et al. (103) vergleichen die Behandlungserfolge mit der Pugh-Nagelung, der Austin-Moore-Endoprothese und dem Knowles-Bolzen und kommen dabei zu folgenden Ergebnissen:

Unbefriedigende Resultate:

- 39,3 % nach Pugh-Nagelung,
- 18,2 % nach Protheseneinsatz,
- 14,2 % nach Knowles-Bolzen.

Dabei traten folgende Komplikationen auf:

Pugh-Nagelung:

- Aseptische Nekrose,
- frühe mechanische Fehlstellung,
- Infektion,
- ungenügende Kompression.

Austin-Moore-Prothese:

- Acetabulum-Erosion,
- Dissoziation.

Knowles-Bolzen:

- Aseptische Nekrosen,
- Schmerzen.

Aufgrund dieser Erfahrungen schlagen JOHNSON und Mitarbeiter (103) folgende Behandlungsweisen vor:

Je jünger der Patient ist, um so eher sollten Pugh-Nagel bzw. Knowles-Bolzen zur Fixation verwendet werden, auch bei stark verstellten Frakturen; dauerhafte stabile Osteosynthese ist dabei Voraussetzung, da sonst die Komplikationsrate erheblich ansteigt (39,3 %). Je älter die Patienten sind und je schlechter ihr Allgemeinzustand ist, um so eher sollte die Prothese Verwendung finden.

III. DIE VERKEILUNG DER SCHAFTPROTHESE

Eine ungenügende Verankerung der Hüftendoprothesen bei Osteoporose, bei Reoperationen oder bei dicken Zementschichten ist bislang ein noch ungelöstes Problem. SCHNEIDER (167) schlägt als Lösung die Verkeilung der Schaftprothese mit Osteosynthese-Platten (AO) vor:

Um stabile Bedingungen im Bereich der Belastungszonen der Endoprothese zu erreichen, ist auf eine gleichsinnige Beanspruchung ohne Druck- und Zugwechsel zu achten; diese gleichsinnige Beanspruchung wird durch Vorlast erreicht.

Derartige Vorstellungen sind im Bereich des Acetabulums kaum zu verwirklichen:



HUGGLER und SCHREIBER (99):
Deformationsverhalten des Acetabulums.

Demnach nähert sich das elliptisch geformte Acetabulum bei Belastung der Kugelform, d.h. im Bereich des Pfannendaches finden sich stabile Verhältnisse, während im distalen Bereich bei Belastung ein ständiger Wechsel zwischen Druck und Zug vorhanden ist.

Zur primären Verkeilung eignet sich also nur das Corticalisrohr des Femurschaftes auf Grund seiner Elastizität. SCHNEIDER (167) weist auf die beiden wichtigsten einer Verkeilung hinderlichen Tatsachen hin:

1. Der Prothesenkragen hindert primär eine Verkeilung und sekundär ein Einsinken bis zum stabilisierenden Anschlag im Markrohr.
2. Eine unzureichende Verzahnung des Zements im Knochen beim Auftreten zu dicker Zementschichten.

Durch die Punkte 1. und 2. kommt es zu Relativbewegungen zwischen Knochen und Implantat vor allem im kranialen Prothesenbereich, die eine primäre und sekundäre Verkeilung (DRAENERT et al. (59) verhindern.

Sekundäre Verkeilung entsteht durch Knochenanbau in Zementknochenspalten bereits eine Woche nach Protheseneinsatz.

SCHNEIDER (167) fordert deshalb:

1. Der Zement hat bei der primären Verkeilung des Implantats in der Markhöhle nur noch eine Zu-

satzfunktion, die Kraftleitung erfolgt über den Metall-Knochen-Kontakt.

2. Die Endoprothese muß achsengerecht orientiert und möglichst kurz sein.
3. Vermeidung des Prothesenkragens.

MORSCHER und MATHYS (137) entwickelten unter diesen Gesichtspunkten eine selbstklemmende konische Geradschaftprothese, die sich in der Frontalebene im Corticalisrohr verklemmt.

Die Problematik bei Verwendung dieser Prothesen liegt in folgenden Punkten:

1. Markhöhlen weisen sehr unterschiedliche Weite, Form und Krümmung auf.
2. Ein intaktes, starkes Kortikalisrohr findet sich bei Reoperationen oder Osteoporose selten.

SCHNEIDER (167) schlägt deshalb zur Erreichung einer ausreichenden Verteilung das zusätzliche Einsetzen von Osteosyntheseplatten vor. Effekt sind hohe primäre Stabilität und Reduktion der Zementmenge.

IV. TEILWEISE ODER VOLLSTÄNDIG ZEMENTFREIE ENDOPRO- THESEN

Als Alternative zu den bisher üblichen Totalendoprothesen mit massiver Störung der Ökologie im Hüftgelenk durch umfangreiche Verwendung von PMMA und zur Abstoßung tendierenden Materialien (Vitalium, Molybdän) mit Lockerung oder Spätinfektionen zur Folge sehen GRONERT und Mitarbeiter (78) nach eigener Erfahrung derzeit die Schalenendoprothese und die Keramikdoprothese:

1. Die Keramikdoprothese nach MITTELMEIER:

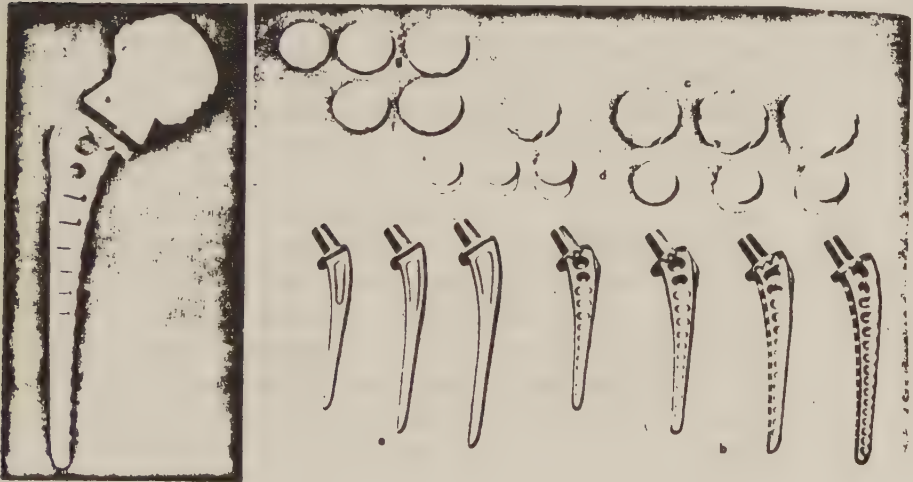
Durch zementfreie Verankerung und Verwendung der hochgradig biokompatiblen Werkstoffe Aluminium-Oxyd- und Glaskeramik versucht man, die biologischen Vorgänge im Knochen-Zement-Grenz-
bereich mit nachfolgender Lockerung oder Spätinfektion auszuschalten.

Die zementfreie Ankerung ist bis jetzt nur für die Hüftpfanne gesichert.

GRISS (72) verwendet als femuralen Prothesenteil den Typ WEBER und CHARNLEY, Vorteil dieser Methode ist die kurze Entlastungszeit. MITTELMEIER (131) setzt auf den Tragrippenschaft. Derzeit ist auch ein Wabenschaft in Erprobung. Die Nachteile dieser Methode sind die Resektion des Schenkelhalses, die Eröffnung der Femurmarkhöhle und die lange Entlastungszeit, der Vorteil liegt wohl in der hohen Biokompatibilität und dem verbesserten Design.

Das grundlegende Prinzip der zementfreien Prothesenverankerung nach MITTELMEIER besteht in einer Vergrößerung der Prothesenoberfläche und der damit verbundenen besseren Kraftverteilung und Druckverminderung.

Die Lockerung des Implantats ist weniger auf die Materialkomponente als vielmehr auf die biomechanische Reaktionsweise des Knochens zurückzuführen (HUGGLER/SCHREIBER (99)).



MITTELMEIER (131):

Tragrippenendoprothese ("autophor") mit Schraubpfanne und auswechselbarem Hüftkopf aus Aluminiumoxyd-Keramik ("biologs") mit Tragrippenstiel aus Metall ("endocast"),

Tragrippenschäfte Größe 1 - 4

Keramische Schraubpfannen Größe 1 - 4

Keramikköpfe

Zementierbare Stielausführung

Zementierbare keramische Pfannen

Polyäthylenpfannen

Die Idee einer zementfreien Verankerung ist so alt wie die "modernen" Prothesen selbst:

Bereits 1946 setzten die Gebrüder JUDET eine im Schenkelhals verankerte PMMA-Prothese ein; zahlreiche Prothesenbrüche traten auf sowie erhebliche Fremdkörperreaktionen, die auf den großen Kunststoffabriß zurückzuführen waren (DEBRUNNER (41)).

1949 verwendete MOORE selbsthaltende Hüftteilprothesen, die aus der Kobaltlegierung Vitallium gefertigt wurden. Durch pathologische Hüftpfannenveränderungen war die Herstellung völliger Schmerzfreiheit stets behindert; Resorptionerscheinungen des Knochens traten im Pfannen- wie im Prothesenstielbereich auf.

1959 propagierten McKEE und FARRAR deshalb die Totalprothese, die zusätzlich eine künstliche Pfanne aufwies. Zunächst wurde die Kombination Metall-Metall verwendet, ab 1960 die Kombination Metall-Kunststoff; hier wechselte man von Teflon auf Polyäthylen über (CHARNLEY, M. E. MÜLLER).

Gleichzeitig trat jedoch zunehmende Knochenresorption auf, die Ausdruck eines aktiven osteoplastischen Knochenabbaus war, die MITTELMEIER und SINGER 1956 feststellten; offensichtlich wurde dieser Prozeß durch mechanische Überlastung bedingt.

WITT und RETTIG versuchten, die Prothesen mit

oberflächlichen Laschen und Querverschraubung zu fixieren.

CHARNLEY gelang 1960 mit der Verankerung der Endoprothesen mittels Knochenzement (PMMA) zunächst eine relativ stabile Prothesenfixation. Bei dieser Methode dringt der Knochenzement polypenartig in die Netzmaschen der Knochen-spongiosa und in die Rauigkeit der Kortikalis ein. Der Vorteil liegt in der technisch relativ einfachen Durchführung und in der sofortigen Belastungsstabilität. Als Nachteile erwiesen sich langfristig die Fremdkörperreaktionen, die allmählich abnehmende Dauerfestigkeit des Knochenzements und die damit auftretenden Prothesenlockerungen.

Neuere Prothesenmodelle, die zementfrei zu implantieren sind, stehen noch in der Erprobung. Zementfrei implantiert werden:

Sivash-Prothese:

An der Pfanne sind mehrere ringförmig angeordnete Metallflügel angebracht, in deren Zwischenräume Knochen einwachsen soll.

Ring-Prothese:

Die Pfanne wird mit einem Gewindestiel in den Traggiebel des Beckens eingeschraubt. Erheblicher Nachteil ist die leicht mögliche Schädigung des Nervus glutäus superior durch das erforderliche Zielgerät.

Sbarbaro-Prothese:

Die Pfanne wird mit drei Verankerungszapfen in das Becken eingeschlagen.

Vollständig zementfrei implantierte Prothesen: Autophor-Tragrippen-Endoprothese nach MITTEL-MEIER, eine Keramik-Endoprothese: Das Problem der Prothesenverankerung wird dabei durch Vergrößerung der Prothesenoberfläche und damit der knöchernen Auflagefläche gelöst, was mit einer besseren Lastverteilung und Druckreduzierung einhergeht.

Die Pfanne besitzt die Form eines Stumpfkegels mit unterbrochenem Außengewinde, Kippstabilität, primäre Vorspannung durch expansive konische Verklemmung und damit Rückdrehsicherheit sind die Vorteile.

Beim Femurverankerungsstil vom Typ 1 wurden zahlreiche querverlaufende Tragrippen aufgesetzt. Wegen unzureichender Rotationsstabilität des Femurstiels erfolgt eine Umkonstruktion des Femurstiels mit zusätzlichen Längsrippen, einem lateralen Sicherungsflügel und Rippung des Prothesenkragens (Stieltyp 2).

Aus experimentellen und klinischen Befunden ist folgender geweblicher Anpassungsmechanismus nach Implantation erkennbar:

- a) Nach 3 Monaten findet sich an der Oberfläche des entstehenden Abdrucks der Tragrippenprothese ein schmaler Saum aus Fibrin und Blut. Die nächste Schicht nach außen besteht aus kollagenfaserarmem Granulationsgewebe mit zahlreichen Kapillarsprossen, reichlich histiozytären Elementen und locker eingestreuten Lymphozyten und Plasmazellen.

Als nächste Schicht folgt diffus organisier-
tes Knochengewebe mit schmalen Knochenbälk-
chen, d.h. also geringfügige Spongiosierung
im Bereich der Prothese ohne Bildung einer
geschlossenen Knochenschale.

- b) Nach 12 Monaten findet sich an der Oberflä-
che des Prothesenlagers im Knochen noch ei-
ne kollagenfaserreiche Bindegewebsmembran.
Darunter ist eine durchlaufende Knochenwel-
le entstanden, die wohl einer neugebildeten
schmalen "inneren" Kortikalis entspricht.
Dieser Vorgang wird von DIEHL (47) als "kom-
pensatorische Metaphysierung" des Schaftes
bezeichnet; er stellt eine sinnvolle Kompen-
sation als Zeichen einer Symbiose mit einem
nicht zu entfernenden Dauerimplantat dar
(DIEHL und HARMS (48)).

Nach 3 Monaten besteht also noch eine Repara-
tionsphase, nach 12 Monaten ist jedoch eine
Stabilisation mit fester Verankerung der Trag-
rippenprothese erreicht.

Allerdings ist ein ideales Ergebnis nur bei
Prothesenimplantation mit primär stabilem Auf-
sitz, d.h. ohne grobe Bewegungen zwischen Pro-
thesenschaft und Knochengewebe möglich. Nur so
kann das Einwachsen von Knochenrippen in die
Buchten der Prothesentragrippen ungestört er-
folgen und eine dauerhafte stabile Verankerung
erreicht werden.

Dem Heilungs- und geweblichen Anpassungsprozeß

an das Implantat zu Folge können in den ersten 3 Monaten nur Teilbelastungen durchgeführt werden, volle Prothesenbelastung ist erst nach ca. 1 Jahr möglich (BIEHL, HARMS (9)).

Die Tragrippenprothesen werden aus Aluminium-Oxyd-Keramik gefertigt. Dieses Material ist hochgradig korrosionsstabil, biologisch inert und besitzt ausgezeichnete Gleiteigenschaften. Die Abriebfestigkeit von Aluminium-Oxyd beträgt etwa 1/10 des Polyäthylenabriebs bei Metall-Polyäthylen-Paarung und 1/3 des Abriebs bei Metall-Metall-Paarung.

Beim Abrieb entstehen nur wenige Partikel in der Größenordnung von 1 - 2 μ , die Untersuchungen von HARMS und MÄUSLE (88) zu Folge von Makrophagen leicht zu Gefäßen abtransportiert werden können; es findet also nur geringe zelluläre Reaktion und Abräumung über den Blut- und Lymphweg statt (MITTELMEIER (132)). Der Reibungsfaktor im Hüftgelenk kommt auf diese Weise an den des natürlichen Gelenks nahe heran.

HINTERBERGER und UNGETHÜM zufolge (92) ist die einzig mögliche Prophylaxe vor Lockerungen bei Keramikendoprothesen ein möglichst niedriges Reibungsmoment, das nur durch höchste Fertigungsqualität der Gleitfläche erreicht werden kann. Außerdem ist unbedingt eine absolute Bruchfestigkeit des Keramik-Hüftkopfes von seiten der Hersteller zu garantieren.

Der bislang einzige gewichtige Nachteil der Ke-

ramikdoprothese ist die im Vergleich zum Metall niedrigere Biegefestigkeit. Aus diesem Grund verwendet MITTELMEIER beim Verankerungsteil weiterhin Metall: "Endocast", eine nickelfreie Kobalt-Chrom-Gußlegierung, die nach HARMS sehr gute Körperverträglichkeit besitzt, d.h. die Verbindung zeigt bei längeren Untersuchungen kein zytotoxisches Verhalten (HARMS et al.(87)).

Die bisher aufgetretenen operativen Komplikationen der Tragrippenprothese nach MITTELMEIER waren Frakturen des Trochanter major, Schaftsprengungen, Dehnung des Nervus femoralis und Nervus ischiadicus mit temporären Ausfällen und Neuralgien (MITTELMEIER (132)).

Als Indikationen für die Verwendung von Tragrippenprothesen schlägt MITTELMEIER (132) vor:

Jüngere Menschen unterhalb des 60. Lebensjahres mit guten Knochenverhältnissen bei:

- 1) Irreparablen Hüftgelenksschäden, Dysplasie-Coxarthrosen, Luxations-Coxarthrosen,
- 2) Arthrosen nach frühkindlicher Hüftkopfnekrose (Dysplasie, Morbus Perthes), Epiphyseolysis capitis femoris, Goxa valga und Coxa vara,
- 3) idiopathische Hüftkopfnekrosen von Erwachsenen.

Ferner fallen in den Indikationsbereich Zustände nach bakteriellen und rheumatischen Arthri-

tiden einschließlich der Gelenktuberkulose, sowie schweren traumatischen Hüftgelenksschäden und deren Folgezuständen.

2. Die Schalenendoprothese

Im Bereich der Gelenkflächen werden Betten für die Schalen ausgefräßt. Der Acetabulumteil besteht aus einer 4 mm starken Polyäthylen-Schale, der Hüftkopfteil besteht aus einer Metallierung oder aus Keramik.

Die Vorteile dieser Methode:

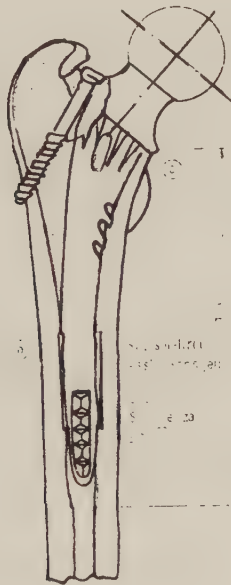
- Keine Hüftkopfresektion,
- die Femurmarkhöhle bleibt implantatfrei,
- die Trabekelstruktur am proximalen Femurende bleibt erhalten,
- kurze Entlastungszeit,
- Totalendoprothesen sind auch im Falle eines Mißerfolgs noch möglich.

Nachteile:

- Das gesamte operative Vorgehen muß sich an der Größe des Acetabulums ausrichten, d.h. bei kleiner Pfanne ist eine kleine Schale zu verwenden, und dementsprechend ein kleiner Kopf mit unter Umständen erheblichem Knochen- substanzverlust.

3. Die zementlose isoelastische Totalprothese

Die von MORSCHER und MATHYS (137) entwickelte zementlose isoelastische Hüftendoprothese besteht aus Polyacethylharz, dessen Deformationsverhalten exakt dem des natürlichen Knochens entspricht. Für die Prothesenform und die Art der Verankerung war der Verlauf der Zug- und Drucktrabekel im proximalen Femurende wegweisend:



MORSCHER (137):
Schematische Darstellung einer in den Femurschaft eingebrachten isoelastischen Totalprothese.

Die Zuggurtungsschraube in der Zone der Zugtrabekel überträgt die Zugkräfte auf die laterale Kortikalis, auf der Seite der Drucktrabekel stützt sich der mediale Teil der Prothesenhalsauflagefläche direkt am Calcar femoris ab.

Der bis in die Markhöhle der Diaphyse reichende Prothesenstiel wirkt als drittes Einspannelement, der spielfreie Sitz ist dabei von besonderer Bedeutung.

Im Gegensatz zur starren Metallprothese, bei der durch Knochenentlastung und gleichzeitige natürliche mechanische Verhältnisse distal des Endoprothesenstiels Spannungsspitzen auftreten, bewirkt die Acethylharzprothese eine natürliche Spannungsverteilung. Die Vertiefungen an der Steiloberfläche sollen den knöchernen Einbau der Prothese fördern.

Die Pfanne besteht ebenfalls aus Polyacethylharz. Sie wird mit zwei Zapfen, welche in vorgebohrte und in ihrer Richtung von den Zapfen um 30° abweichende Löcher eingeführt werden, durch Verkleben, also primäre Stabilität verankert; zusätzlich werden zwei Schrauben eingeführt.

Als Indikationen zum elastischen Totalprothesenersatz sieht MORSCHER (137):

- Primäre Coxarthrose,
- Arthrose nach Epiphysiolyse capitis femoris,
- Femurkopfnekrose (ideopathisch und posttraumatisch),

- Morbus Bechterew,
- Arthrose bei Subluxatio coxae,
- primär chronische Polyarthrititis,
- Metastasen im Femurkopf,
- Arthrose bei Protrusio acetabuli,
- Arthrose bei Coxa vara,
- Arthrose nach zentraler Hüftluxation,
- Koxarthrose bei Akromegalie.

Komplikationen waren bisher:

a) Perioperativ:

Spaltung der medialen Femur- und Schaft-Kortikalis.

b) Postoperativ:

Paraartikuläre Verkalkungen,
Schmerzen mit teilweiser Gehbehinderung bei
10 % des Patientengutes.

In Ergänzung zu den klinischen Studien von MOR-SCHER und MATHYS führten MUHR und Mitarbeiter (141) hier experimentelle Untersuchungen über die Hüftarthroplastik mit isoplastischen Prothesen durch. Im Mittelpunkt ihres Interesses standen folgende Fragestellungen:

- a) Die Knochenreaktion auf zementlos fixiertes isoelastisches Kunststoffimplantat.
- b) Die knöcherne Inkorporation unter den Wechseldruckbeanspruchungen eines Gelenks.
- c) Die biologische Wertigkeit der Kunststoffabriebpartikel.

Zur Anwendung kam in den Versuchen eine Pfanne, die aus Hostadur, einem linearen Polyester auf der Basis von Polyäthylenglycolteraphtalat hergestellt wird, sowie eine Schaftprothese aus Hostaform C, einem Acetal-Propolymerisat aus den Grundstoffen Formaldehyd und Acetylenoxyd. Von Bedeutung sind dabei der extrem niedrige Abrieb, sowie die hohe Elastizität (E-Modul ca. 300 kp je mm^2 im Vergleich zu Metallimplantaten: E-Modul ca. $20\,000 \text{ kp je mm}^2$, menschliche Kortikalis mit E-Modul ca. $1\,500 \text{ kp je mm}^2$):



MUHR et al. (141):
"Isoelastische" Versuchs-Totaldoprothese mit
Pfannenrinnen und Schaftvertiefungen zur In-
korporation.

Die beiden seitlichen Ohren der Pfanne ermöglichen eine Schraubenfixation bis zur fraglichen ossären Einheilung. Der 10 mm lange, dorso-kranial-verlaufende Pfannenzapfen sichert gegen Scherung und Rotation.

Im Trochanterabschnitt verläuft ein Kanal zur Aufnahme der Fixationsschraube, die als temporäre Sicherung das Einwachsen ermöglichen soll und durch Verankerung in der lateralen Schaftkortikalis den Zuggurtungseffekt besitzt.

Der Schaft besitzt unterhalb des Prothesenkragens halbkugelförmige Vertiefungen mit einem Durchmesser von 2 mm, um das Einwachsen von Stützgewebe zu ermöglichen.

Die Auswertung der Versuche führten zu folgenden Resultaten (MUHR (141)):

- a) Die Kunststoffprothesen werden vom Knochen umschlossen, an der Grenzschicht bildet sich jedoch als biomechanische Ursache ein kollagenes Fasersystem.
- b) Bei Lockerungen kommt es zur Knochenresorption und verstärkter Ausdehnung des auch strukturell veränderten Bindegewebes.
- c) Auftretende Umbauvorgänge an der Femurkortikalis im Sinne einer Versprödung sind möglicherweise als Folge unzureichender biologischer Kraftübertragung anzusehen.

- d) Keine Prothesenstielbrüche.
- e) Die radiologische Untersuchung läßt an der Beckenprothese sichere, an der Femurkomponente wahrscheinliche Aussagen über die Stabilität zu.
- f) Der Abrieb gestaltet sich minimal, die Gewebsreaktion durch Abriebteilchen ist unwesentlich.
- g) Kleine Abriebpartikel werden auf dem Lymphwege bis in die erste regionäre Filterzone verschleppt und dort gespeichert. Eine weitere Ausbreitung ist nicht mehr nachweisbar.

Daraus lassen sich folgende Schlüsse ziehen:

- a) Ein mechanisch-stabiles Umwachsen isoelastischer Kunststoffimplantate ist möglich.
- b) Der Lagerknochen folgt der Prothesenoberfläche in Verankerungsrillen, die Kraftübertragung erfolgt jedoch über die kollagene Grenzzone.
- c) Eine Wiederherstellung der biologischen Kraftübertragung ist mit keinem Prothesenmodell möglich. Der Druck wird über die Implantatoberfläche verteilt und durch das fibröse Puffersystem gedämpft auf das Knochenbett übertragen. Umbauvorgänge sind dabei unabwendbar.
- d) Um jedoch hinsichtlich der Stabilität und

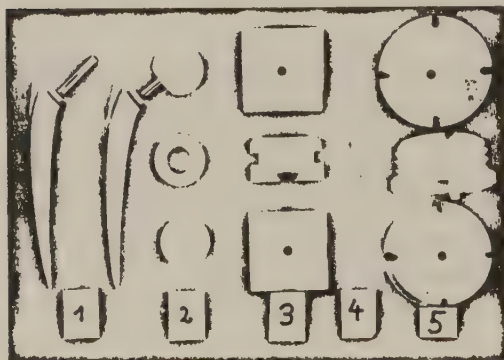
Verankerung ein optimales Resultat zu erzielen, sind folgende Konditionen notwendig:

- Biomechanisch günstige Formgebung der Implantate (absolute Formschlüssigkeit im Wirtslager, breiter Prothesenkragen).
- Annäherung der Werkstoffelastizität an die des Knochens, um die Umbauvorgänge zu immitieren.
- Ausgefeilte Operationstechnik und sorgfältige Nachbehandlung.

Um endgültige Aussagen über diese Prototypen der isoleastischen Humanprothese formulieren zu können, ist sicher noch ein längerer Beobachtungszeitraum notwendig.

4. Die Mannheimer Oxydkeramik-Metall-Verbundendo- prothesen

Ein Kompromiß in technischer und klinischer Hinsicht zwischen voll einzementierten Hüftendoprothesen und den zementfrei implantierbaren Endoprothesen nach MITTELMEIER und CHIARI streben die Mannheimer Oxydkeramik-Metall-Verbundprothesen an:



Aus GRISS et al. (73):
Keramik-Metall-Verbundprothese: modifizierter Weberschaft mit selbsthemmendem Konus, 30 mm Keramikkopf, quadratische Pfanne (Modell Friedrichsfeld), Schraubpfanne (Modell Lindenhof).

Wesentliche Faktoren für gute Langzeitergebnisse bei den zementfreiimplantierbaren Hüftendoprothesen sind:

- a) Das Design des Pfannenimplantats, d.h. die Berücksichtigung vorwiegend druckübertragender Flächen;

- b) die Implantationstechnik, also primär feste Verankerung unter Vorspannung,
- c) die Nachbehandlung des Operierten.

Nach 5-jähriger Anwendung am Patienten kommen GRISS und Mitarbeiter (75,76) zu folgenden Indikationsstellungen für ihre Modelle:

- a) Nur einseitige Anwendung,
- b) Alterslimit von 40 Jahren und älter,
- c) speziell bei der zementfrei einschraubbaren Lindenhof-Pfanne:
 - Ideopatische Hüftkopfnekrosen,
 - Coxa vara epiphysarea,
 - Dysplasie,
 - Coxarthrose,
 - posttraumatische Coxarthrosen,
 - Protrusionscoxarthrose,
 - Bechterew-Coxitis,
 - Hüftchondromatose,
 - epiphysielle Dysplasie,
 - Alter zwischen 40 und 60 Jahren,
 - gute Verfassung und hohe körperliche Aktivität.
- d) Speziell für die Keramik-Verbundprothese Typ Friedrichsfeld (Viereckpfanne und Schaft werden mit Zement verankert):
 - Alter 65 bis 74 Jahre,
 - degenerative Coxarthrosen.

Postoperativ behandeln GRISS und Mitarbeiter
(75) wie folgt:

- a) Bei der Lindenhof-Prothese (zementfrei einschraubbare Hüftpfanne):
- Ab dem 1. postoperativen Tag assistierte Krankengymnastik, nach abgeschlossener Wundheilung Gehen auf Unterarmstockstützen und Hydrotherapie,
 - 8 Wochen postoperativ Teilbelastung, wenn enger Kontakt zwischen Keramik und Knochen nachweisbar ist,
 - 3 Monate postoperativ volle Belastung und Arbeitsfähigkeit möglich, diese 3-monatige Entlastungsphase ist nach Ansicht von GRISS notwendig, weil durch Umfräsung des Acetabulums auch die zylindrische Pfannenform mit der Randauflage eine größere knöcherne Wunde geschaffen wird, die sich erst im Laufe von 3 - 6 Monaten umbaut.

Ursache für die lange Zeit sind:

- a) Postoperatives Trauma,
- b) lokale Durchblutungsstörung,
- c) veränderte biomechanische Situation an der Grenzfläche Knochen/Implantat.

Für Keramik-Verbund-Endoprothese Typ Friedrichsfeld (Viereckpfanne und Schaft werden mit Zement verankert) gilt: Sofortige Mobilisation wie bei der üblichen Endoprothese.

Als Komplikationen traten bei den Mannheimer Endoprothesen auf:

a) Intraoperativ:

- Perforation des Beckenbodens mit Läsion des N. glut. sup., daher erfolgte in kritischen Fällen die Anlagerung von Schenkelhalsspongiosa auf den Beckenboden,
- Pfannenrandläsionen, die mit Spongiosaplastik behoben wurden.

b) Postoperativ:

- Hämatom,
- tiefe Beinvenenthrombose,
- periarticuläre Verkalkungen,
- Trochanter-Pseudarthrose,
- Schaftlockerungen.

Durch Untersuchungen von MENDES (128), CHARNLEY (30) und vor allem BOCCO und Mitarbeitern (10) gewinnt die Resorption am Calcar femoris nach Endoprothesenersatz der Hüfte bei der Suche nach Ursachen für die Schaftlockerung immer größere Bedeutung:

Die Wanderung der Prothese in Varusstellung nach Calcarresorption wird von GRISS und Mitarbeitern (76) sowie den o.g. Autoren derzeit als wesentlicher Pathomechanismus für zahlreiche Schaftlockerungen und Schaftbrüche verantwortlich gemacht. Im Vergleich einer Serie von CHARNLEY/MÜLLER sowie McKEE/HUGGLER-Prothesen mit Keramik-Keramik-Prothesen Typ "Lindenhof" traten deutliche Unterschiede bezüglich der Calcar-Reaktion auf:

In der Metall-Metall- bzw. Metall-Polyäthylen-Serie trat bei 52 % der Fälle eine Calcar-Resorption auf, davon

- a) bei 70 % durch eine Durchblutungsstörung der Resektionsoberfläche,
- b) bei 18 % durch Reaktion auf Abrieb- und Zementbruchpartikel und
- c) bei 12 % durch Schaftlockerung selbst.

In der Keramik-Keramik-Serie traten in 10 % der Fälle Calcar-Resorptionen auf; von diesen 10 % waren 40 % auf eine Durchblutungsstörung zurückzuführen und 60 % auf pathologische relativ Beweglichkeit.

Soweit zeigt sich bei den von GRISS und Mitarbeitern valgisch implantierten Prothesen mit proximal kräftigem Zementköcher und einer Halsauflagefläche, die nur auf Zement ruht, eine Zunahme der Schaftlockerungen. Die ausgezeichnete Biokompatibilität von Aluminium-Oxyd-Keramik wird durch fehlende Gewebsreaktionen erneut bestätigt.

Als wesentliche Vorteile der Mannheimer Endoprothesen sind die Zementeinsparung und die Verbesserungen im Bereich aller Bewegungsebenen anzusehen. Das Rotationsverhalten ist im Vergleich zu den bisher verwendeten Prothesen nahezu unverändert.

Da nach Angaben von GRISS und Mitarbeitern (75) die längste postoperative Beobachtungszeit 10 Monate betrug - trotz mittlerweile 5-jähriger Anwendung - kann damit wohl indirekt auf eine Spätkomplikationsrate wie bei den volleinzementierten Endoprothesen geschlossen werden. Die Einschränkung der Keramik-Endoprothesen-Anwendung auf Patienten mit "guter Verfassung" und "hoher körperlicher Aktivität" spricht für sich.

5. Die keramische Teilendoprothese zur zementfreien
Implantation nach CHIARI und PALTRINIERI

CHIARI und PALTRINIERI stellten 1977 (33) eine keramische Totalendoprothese zur zementfreien Implantation vor, in erster Linie bestimmt zur Therapie der Coxarthrose. Die Prothese besteht aus einer von CHIARI und Mitarbeitern (33) entwickelten Keramikpfanne und einem von CINI, PALTRINIERI et al. (34) entwickelten Titaniumschacht mit aufgerauhter Oberfläche, an dessen proximalem Ende ein Konus sitzt. Als Verbindungsstück zwischen Konus und Pfanne wird eine Keramikugel aufgesetzt, die ebenfalls in Wien entwickelt wurde:



aus CHIARI (33):
3-teilige Keramikdoprothese zur knochen-
zementfreien Implantation, bestehend aus
Pfanne, Kugel und keramik-beschichtetem
Metallschaft.



aus CHIARI (33):
Keramische Hüftgelenkspfannen mit 3 Füßchen
zur Verankerung im Knochen. Zentrale Bohrung
zur exakten Implantation.

Die Mobilisierung beginnen CHIARI und Mitarbei-
ter am 3. Tag postoperativ. Aufstehen ist am 7.
Tag postoperativ möglich, die Entlastung dauert
bis zum 3. Monat postoperativ.

Gegenüber der Pfannenkonstruktion von GRISS und
MITTELMEIER sei das Wiener Pfannenmodell einfa-
cher implantierbar, dadurch würden Spannungs-
spitzen vermieden. Ein weiterer Vorteil bestehe
in der Lage der 3 kräftigen, exzentrisch liegen-
den Füßchen, die jedes Verrotieren und Verkippen
verhindern im Gegensatz zum Pfannenmodell von
BOUTIN (12), das nur durch ein zentrales Füßchen
verankert ist.

Der MITTELMEIER-Schaft weise durch Verklebung
einzelner Tragrippen an der lateralen Kortikalis
Spannungsspitzen auf, die beim Wiener Modell
nicht auftreten.

Als Hauptvorteil ihrer Methode sehen die Autoren
die Möglichkeit der "second line of defense", d.

im Gegensatz zu den mit Knochenzement implantierten Prothesen besteht die Möglichkeit einer Korrektur durch konventionelle Prothesen.

6. Die Zuggurtungs-Endoprothese

Während CHARNLEY (31), LEE und LING (117), MÜLLER und NIEDERER (140) sowie GRISS und Mitarbeiter (76) Schaftkomponenten mit minimaler oder keiner Halsauflage propagieren und den Valgus-sitz der Prothese sowie einen breiten Zementkeil zum Calcar femoris hin als entscheidend für die optimale Krafteinleitung in den Femurschaft ansehen, kommen RITTER (156), HOLZ und UNGETHÜM (96), HINTERBERGER und UNGETHÜM (92), RÖHRLE (158) und OH (143) zu dem kontroversen Ergebnis:

Sie propagieren, nach Messungen an Prothesen, die in Leichenknochen implantiert waren bzw. an einem rechnerischen Modell ermittelt wurden, eine vergrößerte Prothesenhalsauflage, zum Teil mit vergrößertem Prothesenkragenschafthinkel. Resultat dieser Untersuchungen ist unter anderem die Ritter-Zuggurtungsprothese neben der Harris-CAD- und den Weller-Prothesen.

Kräfte, die an der Prothesenverankerung wirksam werden, sollten so weitergeleitet werden, daß der Knochen bezüglich der Größe und Richtung der Kräfte physiologisch beansprucht wird. In der frontalen Hauptbelastungsebene finden sich im wesentlichen zwei Kräftekomponenten:

a) Axiale Druckkräfte,

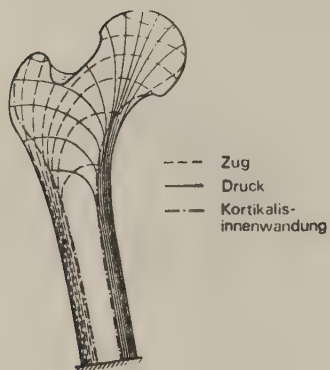
b) Biegezugkräfte:



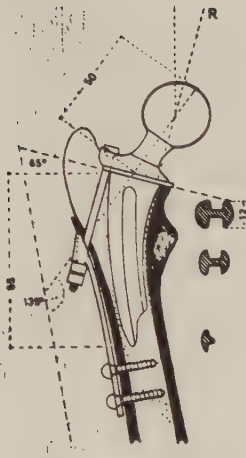
RITTER (157):

Bauprinzip des coxalen Femurendes im Vergleich mit einem ebenfalls extraaxial hochbelastbaren Kran.

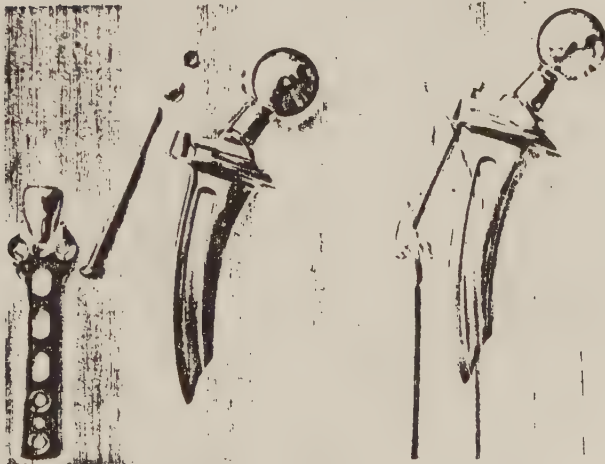
Der Vergleich mit einem hoch extraaxial belasteten Kran bietet sich nach Meinung von RITTER und Mitarbeitern (157) an: Mediales Trabekelsystem und mediale Kortikalis entsprechen dem Krangerüst, Zugtrabekelsystem und laterale Kortikalis dem Zuggurt des Krans. Das zwischen Trochanter major und minor verlaufende Trabekelsystem schließlich sei der Umhängstütze des Krans für das Zuggurtungssystem äquivalent.



aus RITTER (157):
Kraftflußverlauf im Mittelschnitt des Bezugs-
knochens.



Konstruktionsskizze der
Zuggurtungs-Hüftendopro-
these und deren Lage im
Knochen.



Die Zuggurtungs-Hüftendoprothese

aus RITTER (157):

Die Zuggurtungsprothese besteht aus 3 Teilen, nämlich Prothese, Zuggurtungsschraube und Befestigungsplatte. Zur Übertragung der axialen Belastungen besitzt die Prothese einen breiten Kragen, der zum Schaft einen Neigungswinkel von 65° aufweist. Am Kragen befindet sich lateral ein Bohrloch zur Aufnahme der die Spongiosa des mit Mutter und Gegenmutter an einer Spezialplatte befestigt wird.

Die fensterartigen Aussparungen im mittleren Teil der Prothese ermöglichen über den einwachsenden Knochen eine zusätzliche Verankerung der Platte. Der kurze Schaft dient der exakten Positionierung der Prothesen und zentriert und überträgt die Restkräfte, die durch die Abweichung der resultierenden Hüftkraft aus der Halsschaftachsebene entstehen können. Als Acetabulumteil wird die Polyäthylenpfanne der Müller-Charnley-Prothese verwendet und mit Palacos einzementiert.

Nach KÖLBEL und Mitarbeitern (112) ist jedoch die Zerlegung der Kräfte am Hüftgelenk in dieser Form dem mechanischen Problem nicht angemessen; weiterhin sei die Annahme sog. "Drehpunkte" der Prothese unzulässig und die Kraftübertragung in der Resektionsebene überbewertet.

Durch Anwendung der Finite-Element-Methode (Fa. Dornier GmbH, Friedrichshafen) ergeben sich für den Kraftflußverlaufmittelschnitt folgende Bilder im Vergleich:

Der Kraftfluß bei Hüftendoprothesen:



Kraftflußverlauf im Mittelschnitt bei herkömmlicher Endoprothese und Lagerfall 2.



Kraftflußverlauf im Mittelschnitt bei herkömmlicher Endoprothese und Lagefall 6.



Kraftflußverlauf im Mittelschnitt bei der Zuggurt-Endoprothese.

Durch die Finite-Elementmethode wird das Grundkonzept von RITTER bestätigt:

Der primäre Kraftdrucksatz von der Zuggurtungs-
endoprothese auf den Restknochen erfolgt über
die Schulterauflagefläche und den Zuggurt. Die
Äquivalente Weiterleitung der axialen Kraft
wird dabei durch einen Prothesenschaft-Kragen-
Winkel von 65° ermöglicht. Die Befestigung des
Zuggurtes kann nach Untersuchungen von RITTER
und GRÜNERT (156) nur an der stabilen Schaft-
Kortikalis erfolgen. Zusätzlich befestigt RIT-
TER den Zuggurt über eine Platte mit 2 Kortika-
lisschrauben, wodurch die Belastungsreserve um
den Faktor 10 erhöht wird. Wesentliche Voraus-
setzungen für die zementfreie Verankerung der
Zuggurtungshüftendoprothese sei also die primär
stabile, kraftschlüssige und fehlbelastungsfreie
Verbindung zwischen Knochen und Prothese durch
Kombination des 65° -Kragens mit der lateralen
Zuggurtung (RITTER (157)).

Ergebnisse der klinischen Anwendung stehen noch
aus.

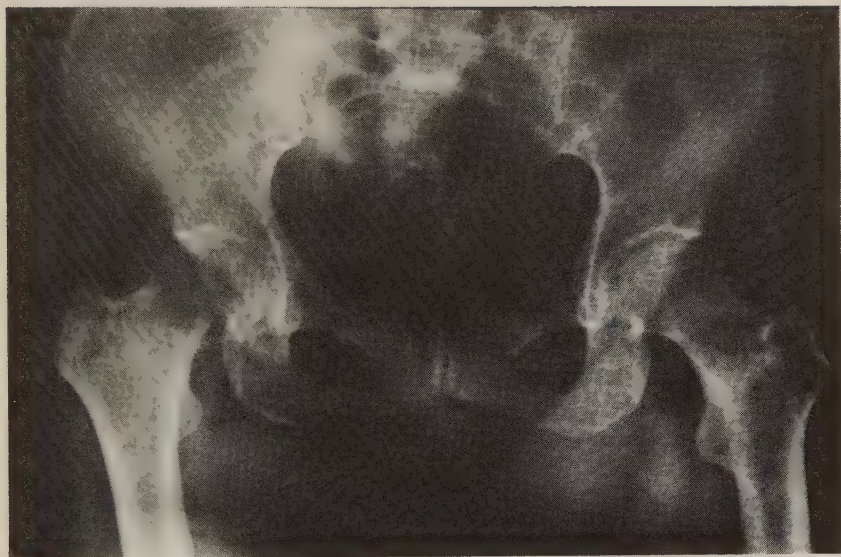
D. KASUISTIK

1. Fall:

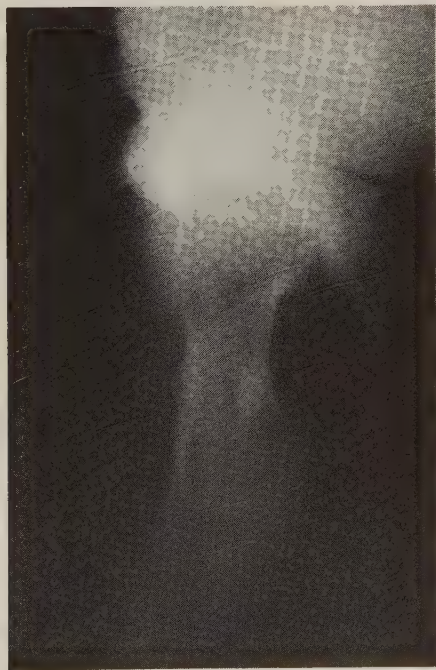
Eine 64-jährige Patientin mit einer Spontanfraktur am rechten Schenkelkopf- bzw. Hals durch einen zerfallenden Tumor (Plasmozytom).

1. Operation am 6.10.70: Stabilität durch Nagelung nicht erreichbar.

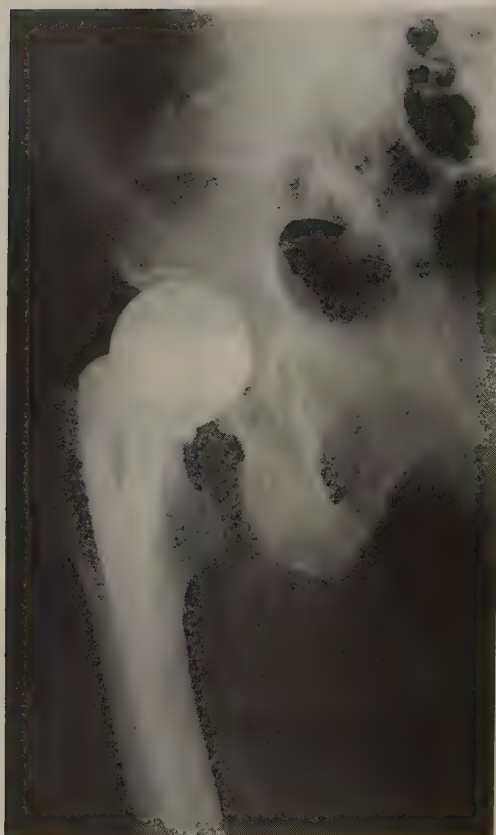
2. Operation: Bewegung im rechten Hüftgelenk leicht eingeschränkt, nicht schmerzhaft.



3.10.70



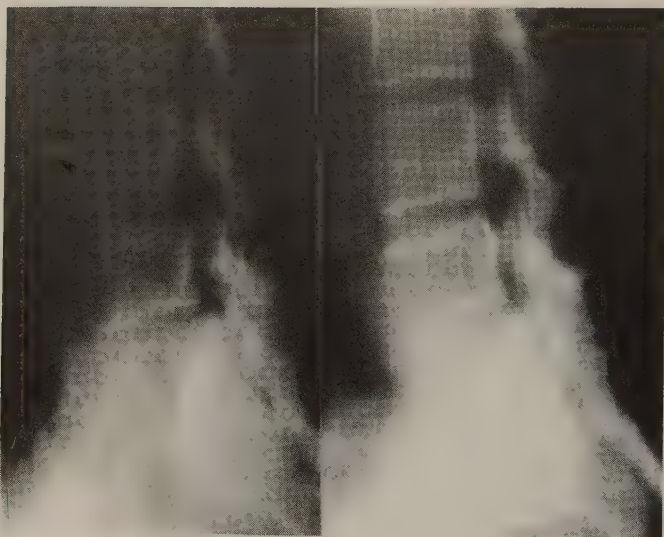
3.10.70



6.10.70



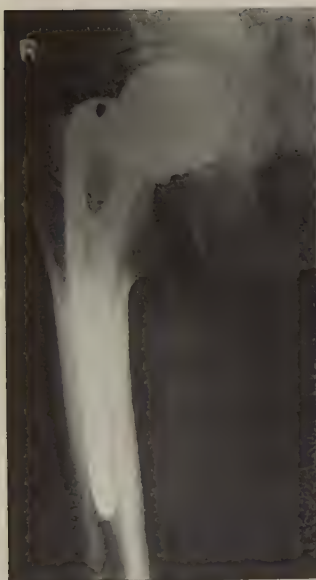
6.10.70



29.9.70



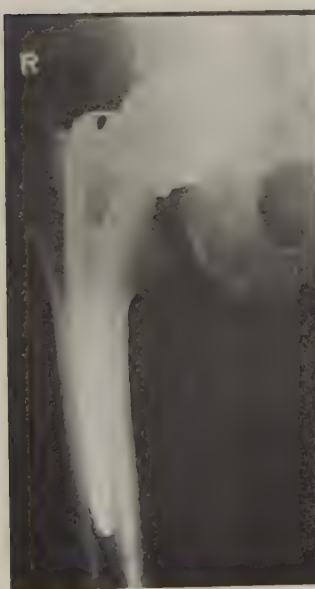
23.10.70



23.10.70



23.10.70

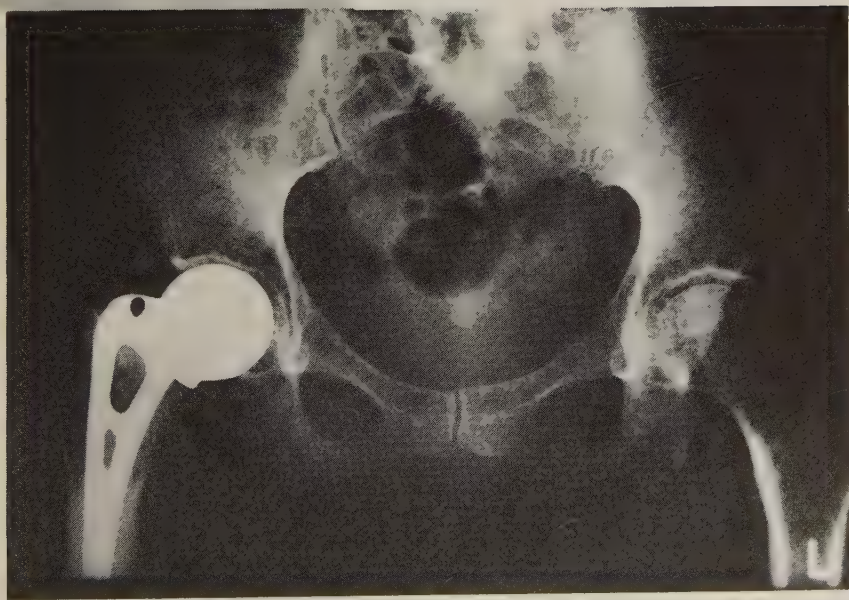


23.10.70



23.10.70





1. (a) Fall

Eine 61-jährige Patientin, die mit einer 5 Monate alten medialen Schenkelhalsfraktur mit zentraler Hüftkopfnekrose in die Klinik eingeliefert wurde.



19.4.72



19.4.72



9.5.72

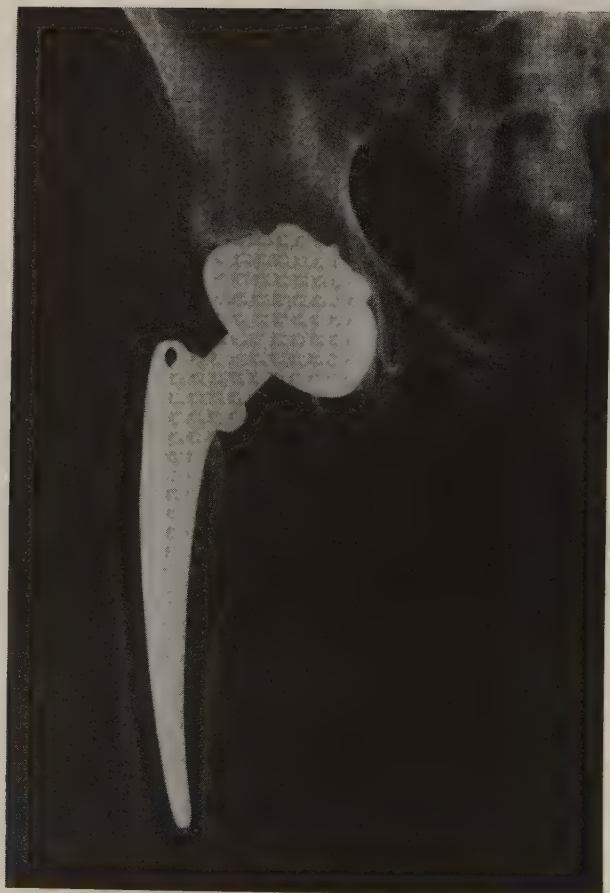


9.5.72



24.5.72

24.5.72





5.6.72

5.6.72





5.6.72

15.3.73





15.3.73

15.3.73



2. Fall:

Eine 77-jährige Patientin, die mit einer 4 Wochen alten rechtsseitigen Schenkelhalsfraktur mit erheblicher Dislokation des Kopffragments des rechten Femurs.

MUORE-Endoprothese

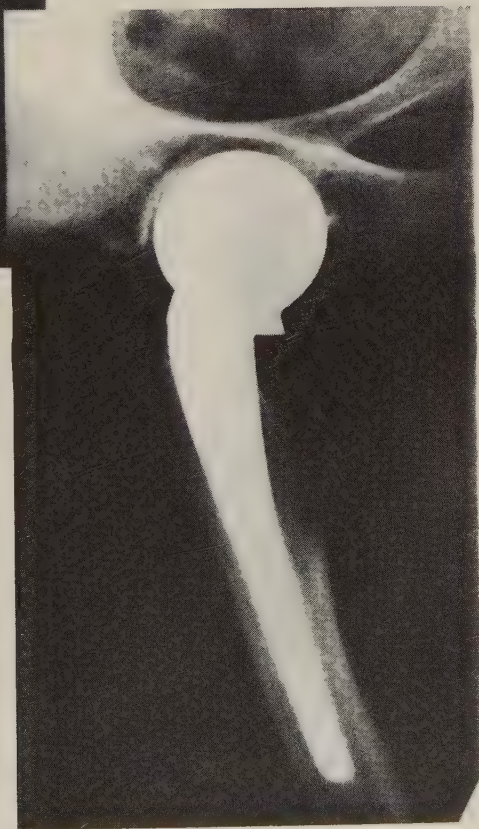
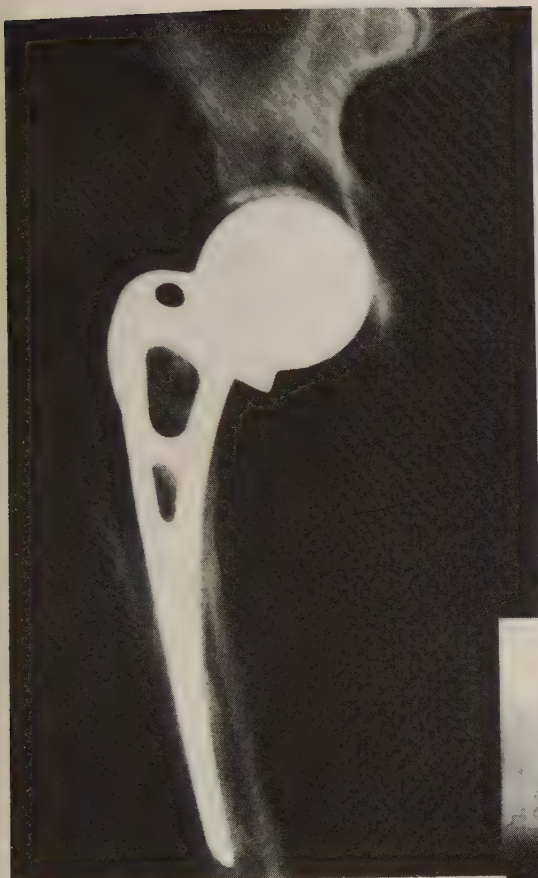




2.4.71



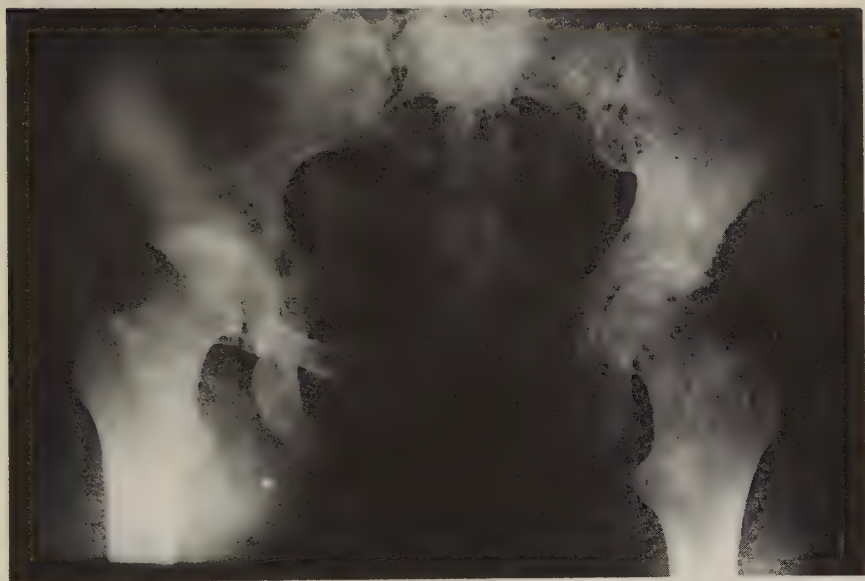
2.4.71



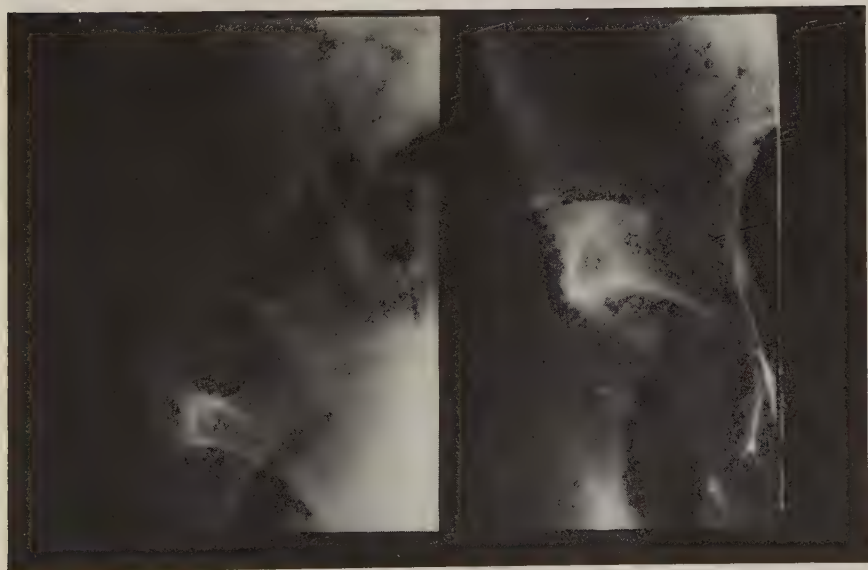
3. Fall:

Eine 28-jährige Patientin wird nach einem Verkehrsunfall in unsere Klinik eingeliefert; zu versorgen sind eine Trümmerfraktur des linken Ellenbogens, eine Biegungsfraktur der linken Ulna, eine Biegungsfraktur der rechten Tibia, nicht näher beschriebene Luxationsfrakturen im Bereich beider Füße und die zuletzt versorgte mediale Schenkelhalsfraktur rechts mit Luxation und Einstauchung.

Versorgung mit Huggler-Weber-Totalendoprothese.



23.6.72



1.8.72

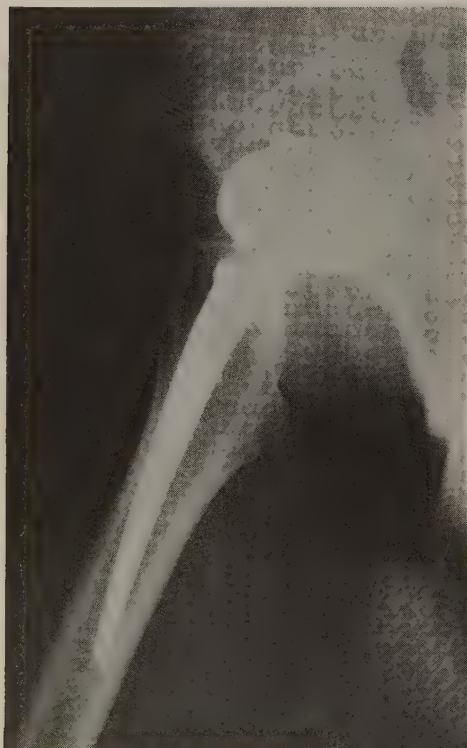


1.8.72



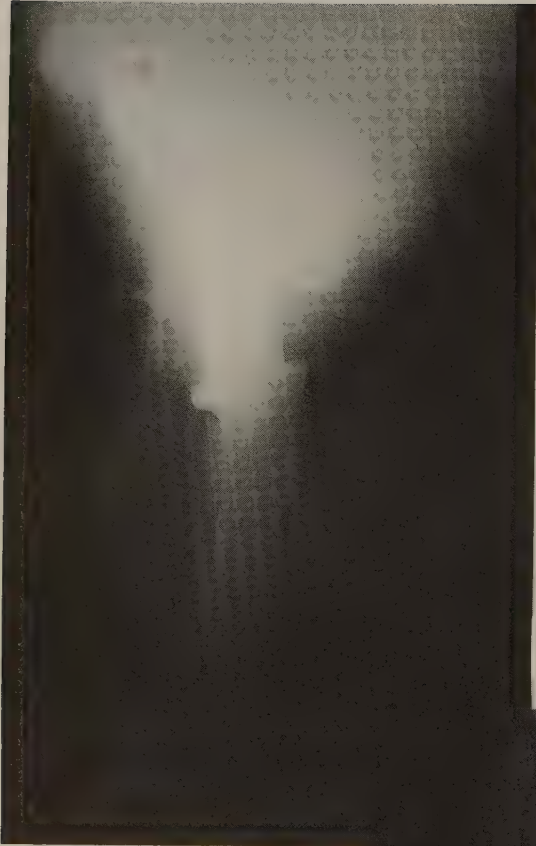
25.8.72

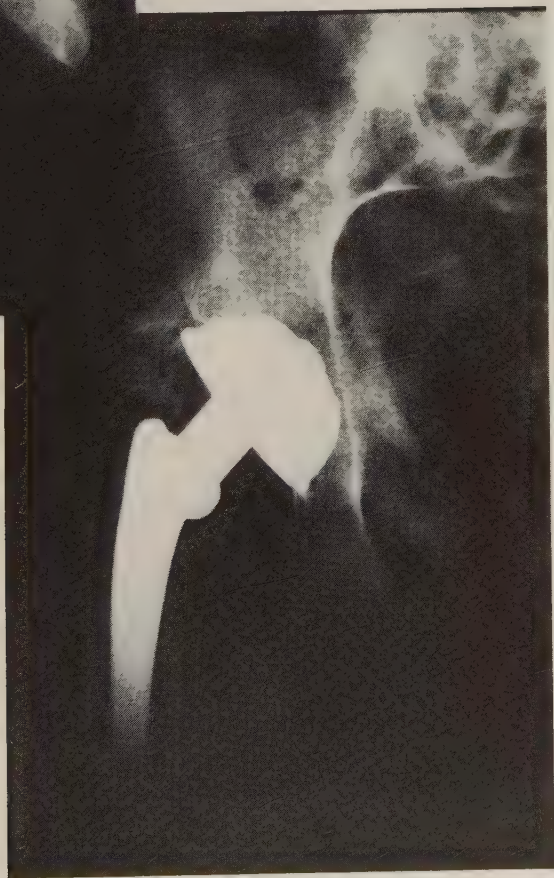
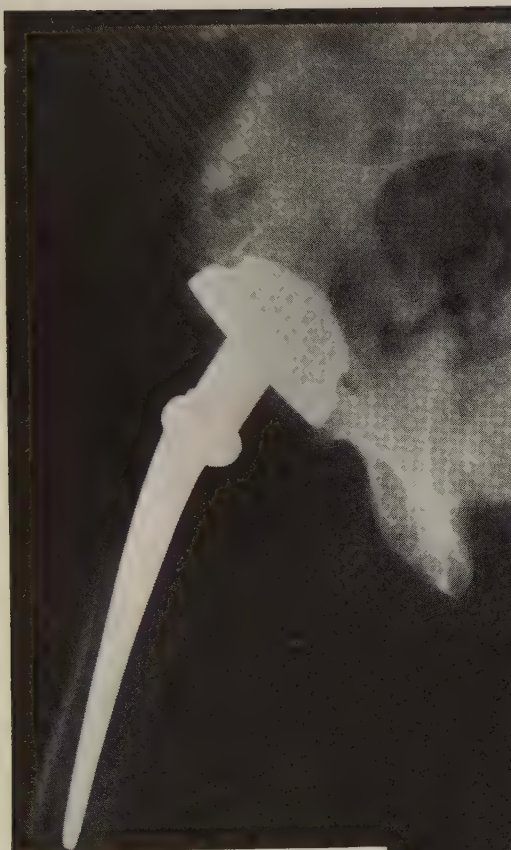




4. Fall:

Eine 66-jährige Patientin mit zentraler Hüftgelenkluxation rechts wird zunächst mit einer Drahtextension, die im Trochantermassiv verankert ist, unter Bildwandlerkontrolle reponiert. Nachdem aber in Längs- und Querrichtung kein befriedigendes Ergebnis zu erzielen ist, erfolgt die Implantation einer Huggler-Weber-Totalendoprothese.





5. Fall:

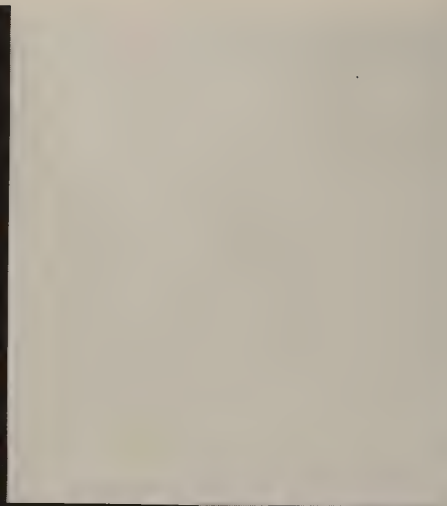
Ein 68-jähriger Patient mit einer Spontanfraktur in der Gegend des rechten Trochanter und subtrochantär. Erkrankungen sind Bronchial-Karzinom mit Lymphknotenmetastasen und einer Knochenmetastase (Plattenepithel-Ka.), eine kleinknotige Leberzirrhose, Potator. Müller-Charnley-Endoprothese (Langschaft).



13.3.73







6. Fall:

Eine 75-jährige Patientin, die mit medialer Schenkelhalsfraktur in unsere Klinik eingeliefert wurde, rechte Seite ist betroffen. Der Allgemeinzustand der Patientin wird durch Schwindelanfälle, Hypertonie, Venenentzündung im Bereich des linken Unterschenkels sowie Schmerzen im Einzugsbereich des linken Ischiadikus gekennzeichnet.





30.8.73

7. Fall:

Eine 67-jährige Patientin wird mit einer Schenkelhals-pseudarthrose rechts eingeliefert, voraus ging eine Behandlung einer Schenkelhalsfraktur mit einem McLaughlin-Nagel.

Der Allgemeinzustand der Patientin wird gekennzeichnet durch chron. persistierende Hepatitis und eine Arthrose des rechten Kniegelenks.

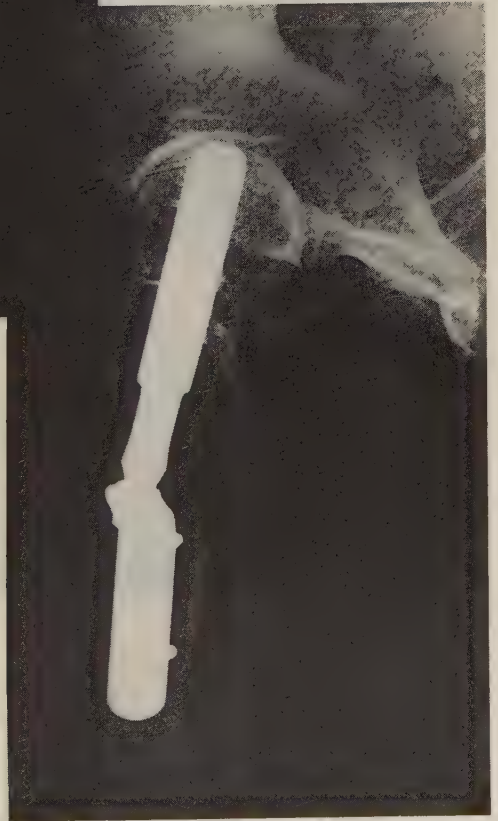
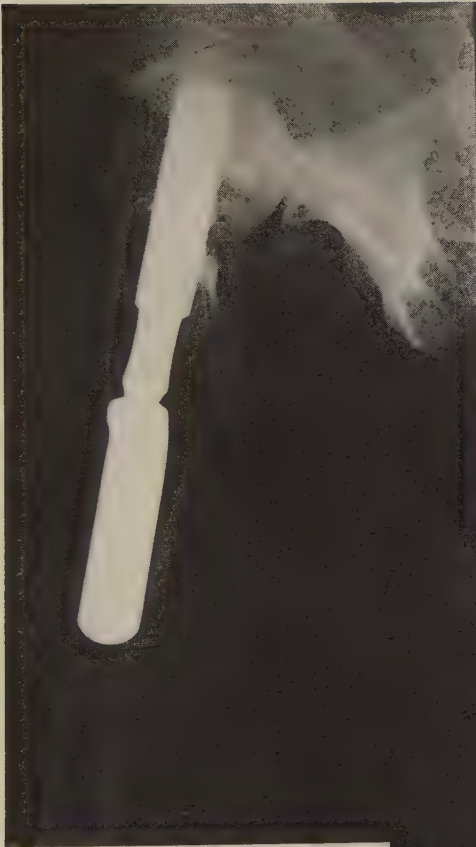
McKee-Farrar-Endoprothese.

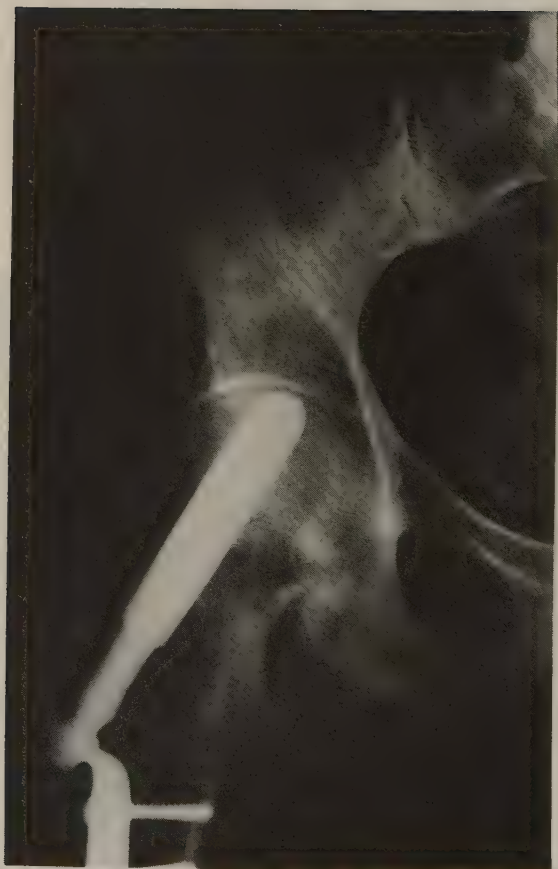


9.5.73

9.5.73







6.6.73

6.6.73





7.6.73





25.6.73



25.6.73

8. Fall:

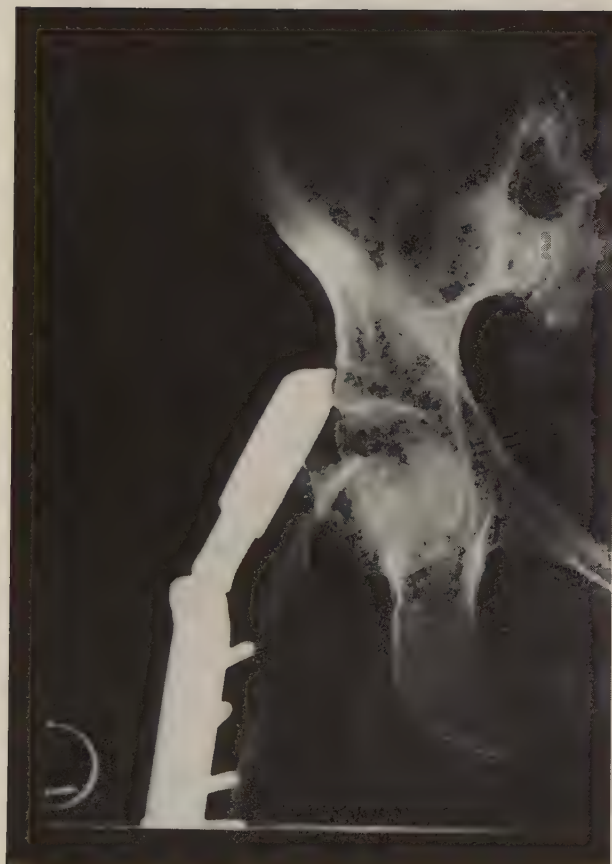
Eine 74-jährige Patientin, die am 19.11.1973 mit einer medialen Schenkelhalsfraktur eingeliefert wird (Unfall am 22.9.73).

Operative Reposition und Fixation durch einen Laschen-nagel; Ausbruch des Nagels aus dem Femurkopf bei beginnender Kopfnekrose (3-Lamelle-4-Loch-Nagel), gleichzeitig besteht eine Bronchopneumonie und eine Gonarthrose rechts mit Ergußbildung. Ausbruch des Nagels bei beginnender Kopfnekrose.

Nach Versorgung mit einer Winkelplatte Eintauchung des distalen Fragments auch proximal mit Kopfdrehung.

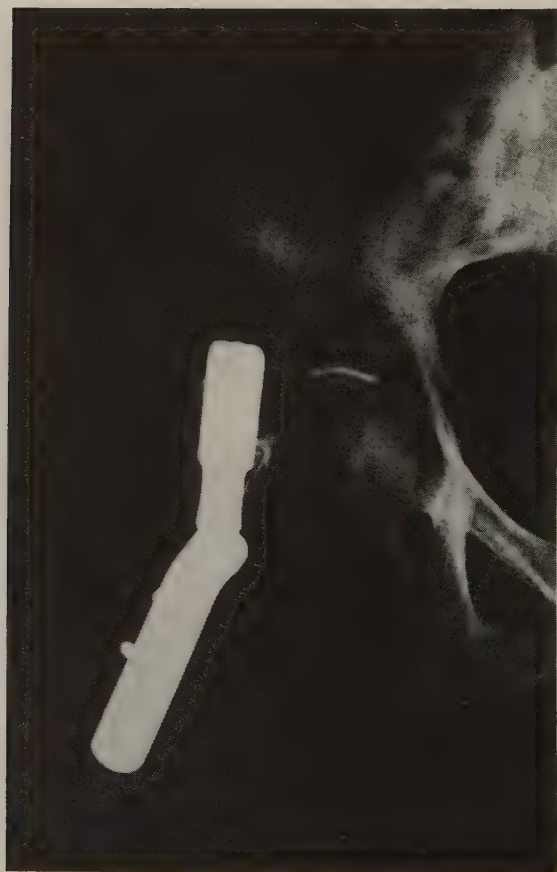
Winkelplatte außerhalb des Kopfes.

Implantation einer MOORE-Endoprothese.



12.11.73

12.11.73





Operation

22.11.73





4.12.73



14.12.73

9. Fall:

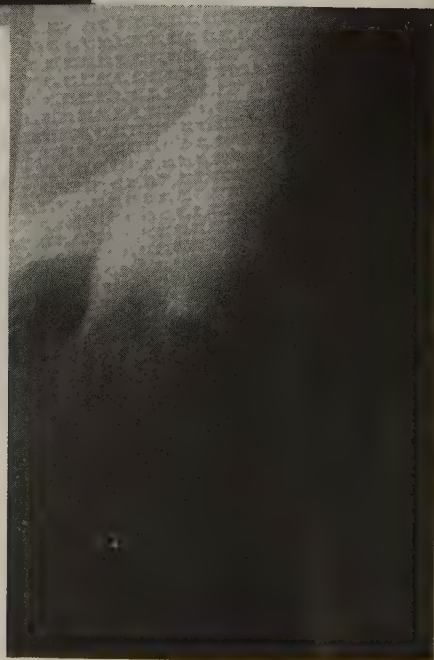
Eine 68-jährige Patientin wird mit medialer Schenkelhalsfraktur links eingeliefert, das Frakturalter dürfte bei 1 1/2 bis 2 Monaten liegen.

Erkrankungen sind beidseitiger grauer Star und Duodenaldivertikel.

Einsatz einer Müller-Charnley-Endoprothese.

4.7.74

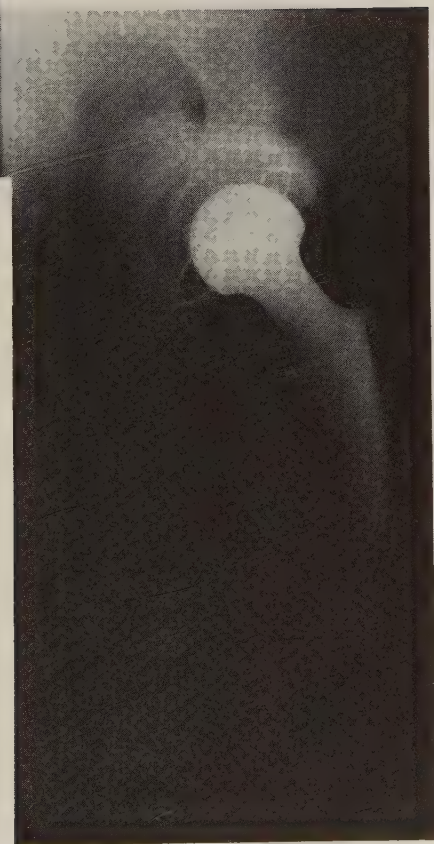
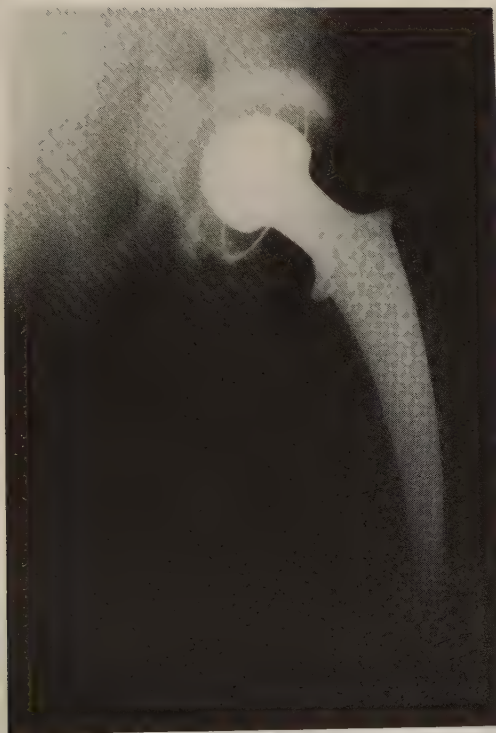
- 187 -



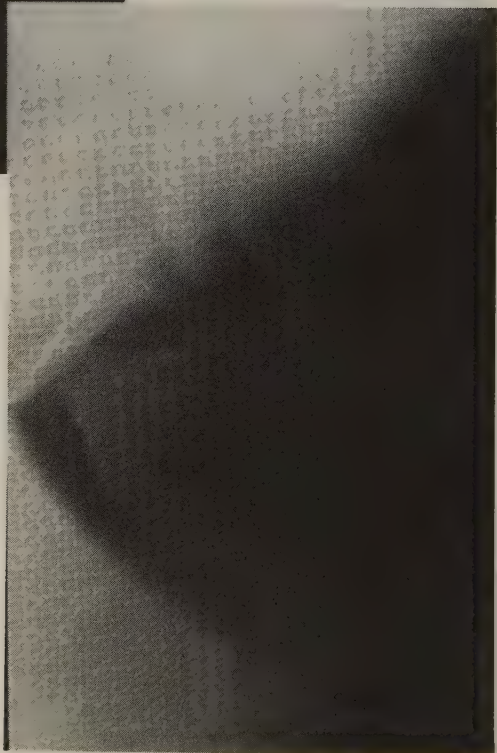
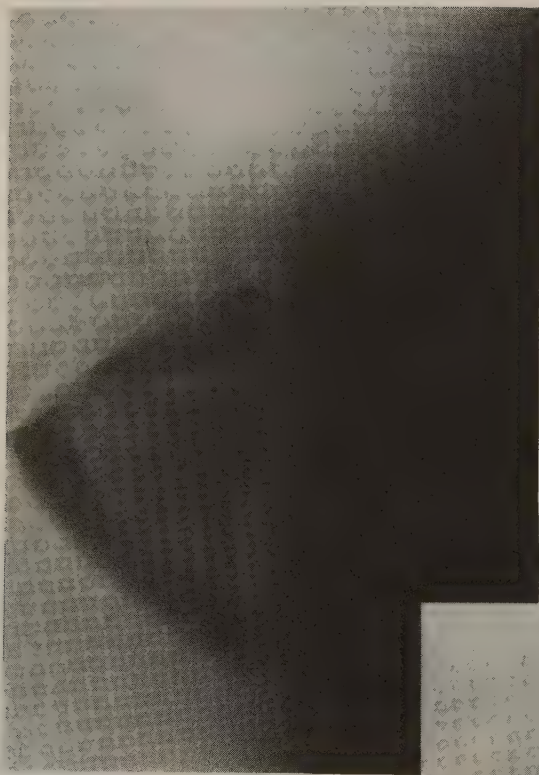
26.7.74

7.8.74

- 188 -



12.8.74

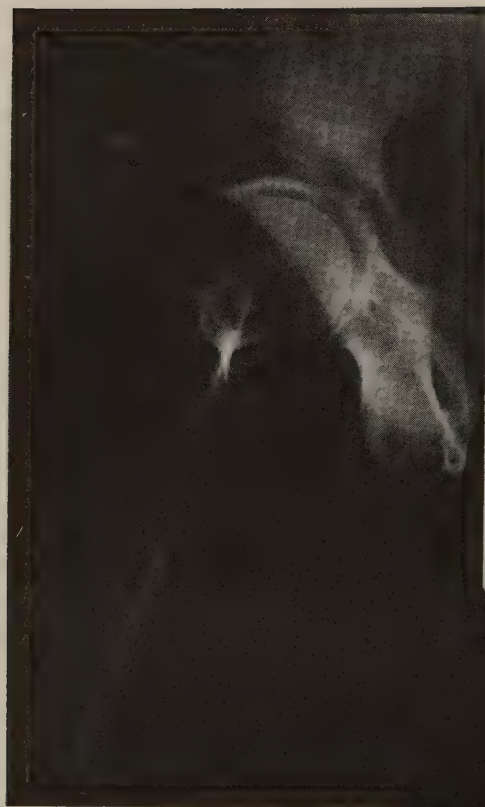


10. Fall:

Eine 80-jährige Patientin wird mit traumatischer medialer Schenkelhalsfraktur rechts eingeliefert, einer distalen Radiusfraktur rechts loco typico und einer absoluten Harninkontinenz, die bereits mit einer Blasenbodenplastik versorgt wurde.

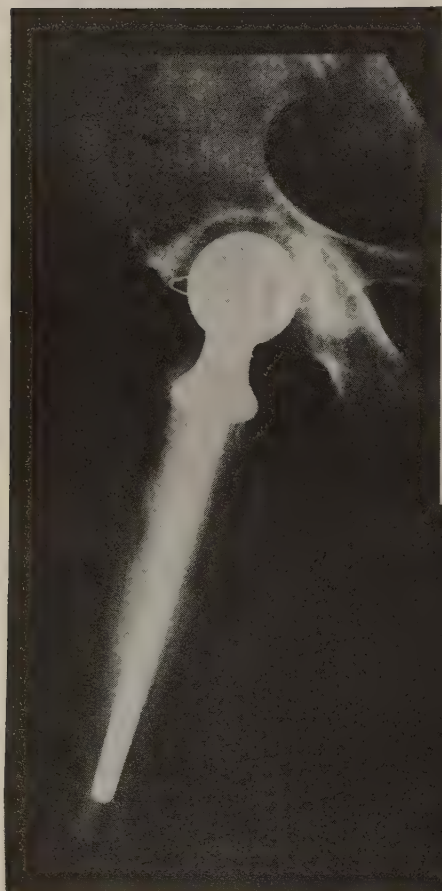
Sonstige Krankheiten sind ausgeprägte Herzinsuffizienz und eine Zerebralsklerose.

Totaler Hüftgelenkersatz nach Müller-Charnley.





26.7.77



E. ERGEBNISSE

Anzahl untersuchter Patienten: 37

I. GESCHLECHTSVERTEILUNG:

Frauen - 31

Männer - 6

II. ALTERSVERTEILUNG:

1882: 1	1901: 3	1917: 1
1887: 1	1903: 1	1937: 1
1889: 4	1904: 1	1947: 1
1891: 4	1908: 1	
1893: 2	1910: 4	
1897: 1	1911: 1	
1898: 1	1912: 2	
1899: 2	1914: 1	
1900: 3	1915: 1	

Altersaufteilung, geschlechtsspezifisch:

Frauen

1882: 1	1901: 2	1915: 1
1887: 1	1903: 1	1917: 1
1889: 4	1904: 1	1947: 1
1891: 4	1908: 1	
1893: 2	1910: 2	
1897: 1	1911: 1	
1899: 2	1912: 1	
1900: 3	1914: 1	

Männer

1898: 1

1901: 1

1910: 2

1912: 1

1937: 1

III. BEVORZUGTE SEITEN:

Rechts: 26

Links: 11

IV. VERGLEICH ZWISCHEN DER BEURTEILUNG DES GESAMTER-
GEBNISSES UND DER BETROFFENEN SEITE:

Gesamtergebnis	Rechts	Links
gut	19	10
mäßig	3	1
schlecht	4	

V. GESCHLECHTSSPEZIFISCHER VERGLEICH:

	Rechts	Links
Frauen	23	8
Männer	3	3

Kommentar zu den Punkten I. mit V.:

Bei dem vorliegenden Patientenkollektiv fand sich ein Verhältnis von Frauen : Männer von 5 : 1. Dabei war die rechte Seite etwa zweimal häufiger als die linke Seite betroffen; offensichtlich liegt hier eine Geschlechtsdisposition vor: Während das Verhältnis Links : Rechts bei den Männern 1 : 1 beträgt, finden wir bei Frauen ein Verhältnis von 1 : 4; dabei waren die Altersjahrgänge bei beiden Geschlechtern etwa gleich verteilt.

Ursachen dieser Erscheinung liegen vermutlich im Bereich der Hormunumstellung der Frau mit den nachfolgenden Änderungen im Bereich des Mikrogefäßsystems und Wachstumsverhaltens im Knochen.

VI. VERWENDUNG EINZELNER PROTHESEN IM VERGLEICH:

	MOORE	MÜLLER- CHARNLEY	HUGGLER- WEBER	McKEE- FARRAR
1882	1	-	-	-
1887	1	-	-	-
1889	3	1	-	-
1891	3	1	-	-
1893	2	-	-	-
1897	1	-	-	-
1898	1	-	-	-
1899	1	-	1	-
1900	1	2	-	-
1901	2	1	-	-
1903	1	-	-	-
1904	1	-	-	-
1908	1	-	-	-
1910	2	2	-	-
1911	-	-	-	1
1912	-	1	1	-
1914	1	-	-	-
1915	-	-	1	-
1917	-	-	1	-
1937	-	1	-	-
1947	-	-	1	-

				total	
30-39.LJ.:	-	-	1	-	1 30-39
40-49.LJ.:	-	1	-	-	1 40-49
50-59.LJ.:	-	-	-	-	- 50-59
60-69.LJ.:	1	1	3	1	6 60-69
70-79.LJ.:	7	3	-	-	10 70-79
80-89.LJ.:	9	3	1	-	13 80-89
90-99.LJ.:	5	1	-	-	6 90-99

VI. PROTHESENVERGLEICH

	MOORE	MÜLLER- CHARNLEY	HUGGLER- WEBER	McKEE FARRAR
<u>Zeitdifferenz</u> <u>zw. Trauma u.</u> <u>Operation</u>				
24 h	4	2	1	-
48 h	9	2	2	-
72 h	3	-	-	-
4 Tg.	3	-	-	-
5 Tg.	-	-	-	-
6 Tg.	-	1	-	-
7 Tg.	-	-	-	-
10 Tg.	1	1	-	-
17 Tg.	-	1	-	-
1 Mon.	1	-	-	-
2 Mon.	1	1	1	1
5 Mon.	-	-	1	-
9 Mon.	-	1	-	-

VI. VERWENDUNG EINZELNER PROTHESEN IM VERGLEICH:

	MOORE	MÜLLER- CHARNLEY	HUGGLER- WEBER	McKEE- FARRAR
Heilverlauf <u>p. Op.</u>				
Normal	17	8	5	1
Wundheilungs- störung	1	1	-	-
Knochenent- zündung	1	1	-	-
Andere Kompl.	5	1	-	-

VI. VERWENDUNG EINZELNER PROTHESEN IM VERGLEICH:

	MOORE	MÜLLER- CHARNLEY	HUGGLER- WEBER	McKEE- FARRAR
<u>Komplikationen</u> <u>seit Entlassg.</u>				
Keine	16	6	2	-
Instabilität	2	-	-	1
Fehlstel- lung	1	1	-	-
Lockerung Schaft	1	1	-	-
Lockerung Pfanne	-	1	1	-
Entzündung	-	2	1	-
Lähmung	-	-	1	-
Sonstiges	2	-	1	-

Keine neue Op.	22	7	2	1
erneute Op.	-	2	3	-
Neue Prothese	-	1	2	-
Prothesen- entfernung	-	1	-	-

VI. PROTHESENVERGLEICH

	MOORE	MÜLLER- CHARNLEY	HUGGLER- WEBER	McKEE- FARRAR
<u>Schmerzen</u>				
Keine	13	4	3	-
Leichte	5	3	1	-
Mittlere	4	2	1	-
Starke	-	-	-	1
Gelegentl.	4	3	2	-
Häufig	3	-	1	-
Dauernd	2	2	-	1
<u>Ohne</u> Belastung	2	4	3	1
<u>Mit</u> Belastung	8	5	2	1

Gebrauchsfähigkeit

Normal	13	4	3	-
Leicht behindert	8	3	1	-
Stark behindert	1	2	1	1
Gebrauchs- unfähig	-	-	-	-

VI. PROTHESENVERGLEICH

	MOORE	MÜLLER- CHARNLEY	HUGGLER- WEBER	McKEE- FARRAR
<u>Gehstrecke</u>				
Über 5 km	-	-	2	-
1 km	10	5	2	-
500 m	8	3	-	1
20 m	3	1	1	-
nicht gehfähig	1	-	-	-

Beinverkürzung

Keine	16	6	3	-
1 cm	4	-	2	-
2 cm	2	2	-	1
3 cm	-	-	-	-
4 cm	-	1	-	-

Hilfsmittel

Schuheinlage	5	3	-	1
Stock	10	5	2	1
Krücken	-	1	-	-

Gesamtergebnis

Gut	19	7	4	-
Mäßig	2	2	-	-
Schlecht	1	-	1	1

VII. ALTERSSPEZIFISCHE AUFSCHLÜSSELUNG

<u>Heilverlauf</u> <u>p.Op.</u>	Normal	Wundheilgs.- störung	Knochen- entzündg.	Andere Komplik.
1882	1	-	-	-
1877	1	-	-	-
1889	4	-	-	-
1891	4	-	-	-
1893	2	-	-	-
1897	1	-	-	-
1898	-	-	-	1
1899	1	-	-	1
1900	3	-	-	-
1901	3	-	-	-
1903	1	-	-	-
1904	1	-	-	-
1908	-	-	-	1
1910	4	-	-	-
1911	1	-	-	-
1912	1	1	1	1
1914	-	-	-	1
1915	1	-	-	-
1917	1	-	-	-
1937	1	-	-	-
1947	1	-	-	-
30-39. LJ.:	1	-	-	-
40-49. LJ.:	1	-	-	-
50-59. LJ.:	-	-	-	-
60-69. LJ.:	4	1	1	2
70-79. LJ.:	9	-	-	1
80-89. LJ.:	11	-	-	2
90-99. LJ.:	6	-	-	-

VII. ALTERSSPEZIFISCHE AUFSCHLÜSSELUNG.

<u>Kompl. nach Entlassung</u>	Keine	Istab.	Fehlst.	Schaft lockerg.	Pfannen lockerg.	Entzdg.	Lähmg.	Sonst
1882	1	-	-	-	-	-	-	-
1887	1	-	-	-	-	-	-	-
1889	4	-	-	-	-	-	-	-
1891	4	-	-	-	-	-	-	-
1893	2	-	-	-	-	-	-	-
1897	-	-	-	-	-	-	-	1
1899	1	1	-	-	-	-	-	-
1900	2	-	1	-	-	-	-	-
1901	2	-	-	1	-	-	-	-
1903	1	-	-	-	-	-	-	-
1904	1	-	-	-	-	-	-	-
1908	1	-	-	-	-	-	-	-
1910	4	-	-	-	-	-	-	-
1911	-	1	-	-	-	-	-	-
1912	-	-	-	-	-	1	1	2
1914	-	-	1	-	-	-	-	-
1915	-	-	-	-	-	1	-	-
1917	1	-	-	-	-	-	-	-
1937	-	-	-	1	1	1	-	-
1947	-	-	-	-	1	-	-	-

N.B.

1898	-	-	-	-	-	-	-	1
30-39. LJ.:-	-	-	-	-	1	-	-	-
40-49. LJ.:-	-	-	-	1	1	1	-	-
50-59. LJ.:-	-	-	-	-	-	-	-	-
60-69. LJ.:1	1	1	-	-	-	2	1	2
70-79. LJ.:9	1	-	1	-	-	-	-	-
80-89. LJ.:9	1	1	-	-	-	-	-	1
90-99. LJ.:6	-	-	-	-	-	-	-	-

VII. ALTERSSPEZIFISCHE AUFSCHLÜSSELUNG

	Keine neue Operation	erneute Op.	neue Proth.	Prothesen- entf.
1882	1	-	-	-
1887	1	-	-	-
1889	4	-	-	-
1891	4	-	-	-
1893	2	-	-	-
1897	1	-	-	-
1898	1	-	-	-
1899	2	-	-	-
1900	3	-	-	-
1901	3	-	-	-
1903	1	-	-	-
1904	1	-	-	-
1908	1	-	-	-
1910	4	-	-	-
1911	1	-	-	-
1912	-	2	-	1
1914	1	-	-	-
1915	-	1	-	-
1917	1	-	-	-
1937	-	1	1	-
1947	-	1	1	-
30-39. LJ.:	-	1	1	-
40-49. LJ.:	-	1	1	-
50-59. LJ.:	-	-	-	-
60-69. LJ.:	3	3	-	1
70-79. LJ.:	10	-	-	-
80-89. LJ.:	13	-	-	-
90-99. LJ.:	6	-	-	-

VII. ALTERSSPEZIFISCHE AUFSCHLÜSSELUNG

<u>Schmerzen</u>	Keine	Leichte	Mittlere	Starke	Geleg.	Häufig	Dauernd	Ohne Bel.	Mit Bel.
1882	1	-	-	-	-	-	-	-	-
1887	1	-	-	-	-	-	-	-	-
1889	3	-	1	-	-	1	-	-	1
1891	4	-	-	-	-	-	-	-	-
1893	1	-	1	-	-	-	1	-	1
1897	-	1	-	-	-	1	-	-	1
1898	-	-	-	-	-	-	-	-	-
1899	1	-	1	-	-	-	1	1	-
1900	-	2	1	-	1	1	1	1	3
1901	2	1	-	-	1	-	-	-	1
1903	-	-	1	-	1	-	-	-	1
1904	-	1	-	-	1	-	-	1	1
1908	-	1	1	-	-	-	1	-	1
1910	3	1	-	-	1	-	-	1	1
1911	-	-	-	1	-	-	1	1	1
1912	-	-	2	-	-	1	1	2	1
1914	1	-	-	-	-	-	-	-	-
1915	-	1	-	-	1	-	-	1	1
1917	1	-	-	-	-	-	-	-	-
1937	-	1	-	-	1	-	-	1	1
1947	-	1	-	-	1	-	-	1	1
30-39. LJ.:	-	1	-	-	1	-	-	1	1
40-49. LJ.:	-	1	-	-	1	-	-	1	1
50-59. LJ.:	-	-	-	-	-	-	-	-	-
60-69. LJ.:	2	1	2	1	1	1	2	4	3
70-79. LJ.:	5	4	2	-	4	-	1	2	5
80-89. LJ.:	7	3	3	-	-	2	3	2	5
90-99. LJ.:	5	-	1	-	-	1	-	-	1

VII. ALTERSSPEZIFISCHER VERGLEICH

<u>Gebrauchs-</u> <u>fähigkeit</u>	Normal	Leicht beh.	Stark beh.	Gebrauchs- unfähig
1882	1	-	-	-
1887	1	-	-	-
1889	3	1	-	-
1891	4	-	-	-
1893	1	1	-	-
1897	1	-	-	-
1898	1	-	-	-
1899	-	1	1	-
1900	1	1	1	-
1901	3	-	-	-
1903	-	1	-	-
1904	-	1	-	-
1908	-	1	-	-
1910	4	-	-	-
1911	-	-	1	-
1912	-	-	2	-
1914	-	1	-	-
1915	1	-	-	-
1917	1	-	-	-
1937	-	1	-	-
1947	1	-	-	-
30-39. LJ.:	1	-	-	-
40-49. LJ.:	-	1	-	-
50-59. LJ.:	-	-	-	-
60-69. LJ.:	2	1	3	-
70-79. LJ.:	7	3	-	-
80-89. LJ.:	8	3	2	-
90-99. LJ.:	5	1	-	-

VII. ALTERSSPEZIFISCHE AUFSCHLÜSSELUNG

<u>Gehstrecke</u>	Über 5km	1km	500m	20m	nicht gefähig
1882	-	-	1	-	-
1887	-	1	-	-	-
1889	-	1	3	-	-
1891	-	3	1	-	-
1893	-	1	1	-	-
1897	-	-	1	-	-
1898	-	-	1	-	-
1899	1	-	-	1	-
1900	-	2	-	1	-
1901*	-	3	-	-	-
1903	-	1	-	-	-
1904	-	-	-	-	1
1908	-	-	-	1	-
1910	-	3	1	-	-
1911	-	-	1	-	-
1912	-	1	-	1	-
1914	-	-	-	1	-
1915	-	1	-	-	-
1917	-	1	-	-	-
1937	-	-	1	-	-
1947	1	-	-	-	-
30-39. LJ.:	1	-	-	-	-
40-49. LJ.:	-	-	1	-	-
50-59. LJ.:	-	-	-	-	-
60-69. LJ.:	-	3	1	2	-
70-79. LJ.:	-	7	1	1	1
80-89. LJ.:	1	6	4	2	-
90-99. LJ.:	-	2	4	-	-

VII. ALTERSSPEZIFISCHE AUFSCHLÜSSELUNG

	<u>Beinverk.</u>					<u>Hilfsmittel</u>			<u>Gesamtergebnis</u>		
	Keine	1cm	2cm	3cm	4cm	Schuh- einl.	Stock	Krücken	gut	mäßig	schlecht
1882	1	-	-	-	-	-	-	-	1		
1887	1	-	-	-	-	-	-	-	1		
1889	3	1	-	-	-	1	1	-	4		
1891	4	-	-	-	-	-	-	-	4		
1893	2	-	-	-	-	-	1	-	2		
1897	1	-	-	-	-	-	-	-	1		
1898	1	-	-	-	-	-	1	-	1		
1899	-	-	2	-	-	2	2	-	1		1
1900	2	-	1	-	-	1	2	-	1	2	
1901	1	2	-	-	-	2	3	-	2		1
1903	1	-	-	-	-	-	-	-	1		
1904	1	-	-	-	-	-	-	-	1		
1908	-	-	1	-	-	1	-	-	-	1	
1910	4	-	-	-	-	-	-	-	4		
1911	1	-	-	-	-	-	1	-	1		
1912	-	1	-	-	1	1	1	1	-	1	1
1914	1	-	-	-	-	-	1	-	1		
1915	1	-	-	-	-	-	-	-	1		
1917	1	-	-	-	-	-	-	-	1		
1937	-	-	1	-	-	1	1	-	1		
1947	1	-	-	-	-	-	-	-	1		
30-39. LJ.: 1	-	-	-	-	-	-	-	-	1		
40-49. LJ.: -	-	1	-	-	1	1	1	-	1		
50-59. LJ.: -	-	-	-	-	-	-	-	-	-		
60-69. LJ.: 4	1	-	-	1	1	3	1	1	4	1	1
70-79. LJ.: 5	2	1	-	-	3	3	-	-	8	1	1
80-89. LJ.: 8	-	3	-	-	3	6	-	-	10	2	1
90-99. LJ.: 5	1	-	-	-	1	2	-	-	6		

VII. ALTERSSPEZIFISCHER VERGLEICH, KOMMENTAR:

Bei der Beurteilung des postoperativen Heilverlaufs ist auffallend, daß Komplikationen vor allem im Zeitraum zwischen 60 und 69 Jahren auftreten. Je jünger also oder je älter ein Patient ist, umso weniger kommt es zu Wundheilungsstörungen, Knochenentzündungen oder anderen Komplikationen unmittelbar nach der Operation.

Komplikationen nach der Entlassung finden sich in größerer Anzahl in den Jahrgängen von 40 bis 49 (100 %), 60 bis 69 (50 %), 70 bis 79 (20 %) und ebenso von 80 bis 89 (23 %). Je jünger also ein Patient ist, umso eher steigt die Möglichkeit einer Komplikation nach der Entlassung.

Erneute Operationen in Verbindung mit der Erneuerung der Endoprothese waren bei den 30 bis 49-jährigen bei 100 % notwendig, eine erneute Operation ließ sich bei den 60 bis 69-jährigen in 50 % nicht umgehen. Die 70 bis 99-jährigen kamen ohne operative Korrektur aus. Auch hier wieder: Je älter der Patient, umso reibungsloser der Heilverlauf.

Entsprechend diesen Ergebnissen war das Auftreten von Schmerzen mit steigendem Alter weniger zu registrieren. Nach eigenen Untersuchungen hängt die Gebrauchsfähigkeit der Endoprothese weitgehend von dem Auftreten von Schmerzen ab: Dementsprechend findet sich im Zeitraum von 60 bis 69 Jahren die geringste Gebrauchsfähigkeit, im höheren Alter nimmt die Gebrauchsfähigkeit wieder zu.

Alle durchschnittliche Gehstrecke, die ohne Schwierigkeiten zurückgelegt werden kann, ermittelten wir für die 60 bis 69-jährigen in 54 % 1000 m, bei 16 % 500 m, bei 32 % 20 m. Die Jahrgänge von 70 bis 79 wiesen bei 70 % 1000 m auf, bei je 10 % 500 m, 20 m keine Gehfähigkeit. Im 80. bis 89. Lebensjahr konnten 7,7 % deutlich mehr als 1000 m (!) zurücklegen, 46,2 % etwa 1000 m, 30,2 % marschieren noch 500 m und nur 15,4 % können 20 m zurücklegen. Die 90 bis 99-jährigen legen in 32 % der Fälle immerhin noch 1000 m und in 68 % der Fälle 500 m zurück: Ab dem 70. Lebensjahr also eindeutig bessere Prognose bezüglich der noch zu Fuß zurücklegbaren Strecke!

Alle 30 bis 49-jährigen waren mit dem erreichten Ergebnis sehr zufrieden. Die 60 bis 69-jährigen zeigten bei 64 % ein gutes Ergebnis, in je 16 % der Fälle ein mäßiges und ein schlechtes Ergebnis. Bei den 70 bis 79-jährigen war das Ergebnis zu 80 % gut, bei je 10 % ein mäßiges und schlechtes Ergebnis. 77,7 % der 80 bis 89-jährigen waren mit ihrer Prothese sehr zufrieden, 15,4 % nur mäßig zufrieden und 7,7 % beurteilen den Eingriff als schlecht. Von den 90 bis 99-jährigen waren alle mit dem Ergebnis sehr zufrieden: Zunehmende Zufriedenheit mit steigendem Alter.

VIII. EINFLUSS DER ZEITDIFFERENZ ZWISCHEN TRAUMA UND OPE-
RATION

Zeit- differenz	24h	48h	72h	4Tg	5Tg	6Tg	10Tg	17Tg	1Mon	2Mon	5Mon	9Mon
<u>Heilverlauf</u> <u>p. Op.</u>	24h	48h	72h	4Tg	5Tg	6Tg	10Tg	17Tg	1Mon	2Mon	5Mon	9Mon
Normal	6	14	2	2	-	1	1	-	1	3	1	1
Wundheilungs- störung	-	-	-	-	-	-	1	1	-	-	-	-
Knochen- entz.	-	-	-	-	-	-	1	1	-	-	-	-
Andere Kompl.	2	-	1	1	-	-	1	1	-	-	-	-

Komplikati- onen seit Ent- lassung	24h	48h	72h	4Tg	5Tg	6Tg	10Tg	17Tg	1Mon	2Mon	5Mon	9Mon
Keine	5	12	2	2	-	1	1	-	-	2	1	1
Instabilität	2	-	-	-	-	-	-	-	-	1	-	-
Fehlstellung	1	-	1	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Schaftlocke- rung	-	-	-	-	-	-	1	-	1	-	-	-
Pfannenlocke- rung	-	-	-	-	-	-	1	-	-	1	-	-
Entzündung	-	1	-	-	-	-	1	1	-	-	-	-
Lähmung	-	-	-	-	-	1	-	-	-	-	-	-
Sonstiges	-	1	-	1	-	-	-	-	-	-	-	-

keine neue Op.8	13	3	3	-	-	1	-	-	-	3	1	1
erneute Op.	-	1	-	-	-	1	1	1	-	1	-	-
neue Prothese	-	-	-	-	-	1	1	-	-	1	-	-
Prothesenent- fernung	-	-	-	-	-	-	-	1	-	-	-	-

VIII. EINFLUSS DER ZEITDIFFERENZ ZWISCHEN TRAUMA UND OPE-
RATION

	24h	48h	72h	4Tg	5Tg	6Tg	10Tg	17Tg	1Mon	2Mon	5Mon	9Mon
<u>Schmerz</u>												
Keine Sch.	4	10	3	2	-	-	1	-	-	-	1	-
Leichte	2	1	-	-	-	-	1	-	1	3	-	1
Mittlere	1	3	-	1	-	1	-	1	-	-	-	-
Starke	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1	-	-
Gelegentl.	-	2	-	1	-	-	1	-	1	3	-	1
Häufig	-	3	-	-	-	1	-	-	-	-	-	-
Dauernd	3	-	-	-	-	-	-	1	-	1	-	-
Ohne Bel.	-	2	-	1	-	1	1	1	-	4	-	1
Mit Bel.	3	4	-	1	-	-	1	1	1	4	-	1

	24h	48h	72h	4Tg	5Tg	6Tg	10Tg	17Tg	1Mon	2Mon	5Mon	9Mon
<u>Gebrauchs-</u> <u>fähigkeit</u>												
Normal	3	10	2	1	-	-	1	-	1	2	1	1
Leicht beh.	3	1	2	-	-	-	1	-	-	1	-	-
Stark beh.	1	1	-	-	-	1	-	1	-	1	-	-
Gebrauchs-												
unfähig	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

	24h	48h	72h	4Tg	5Tg	6Tg	10Tg	17Tg	1Mon	2Mon	5Mon	9Mon	total
<u>Gehstrecke</u>													
Über 5km	1	-	-	-	-	-	-	-	-	1	-	-	: 2
1km	2	7	2	1	-	-	1	1	1	1	1	1	: 8
500m	2	6	1	1	-	-	1	-	-	1	-	-	: 11
20m	2	1	-	1	-	1	-	-	-	-	-	-	: 5
nicht geh-													
fähig	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1	-	-	: 1

VIII. EINFLUSS DER ZEITDIFFERENZ ZWISCHEN TRAUMA UND OPE-
RATION

24h 48h 72h 4Tg 5Tg 6Tg 10Tg 17Tg 1Mon 2Mon 5Mon 9Mon

Beinver-
kürzung

Keine	4	11	3	3	-	-	-	-	-	3	1	1
1cm	1	3	-	-	-	1	-	-	1	1	-	-
2cm	2	-	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-
3cm	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
4cm	-	-	-	-	-	-	-	1	-	-	-	-

24h 48h 72h 4Tg 5Tg 6Tg 10Tg 17Tg 1Mon 2Mon 5Mon 9Mon

Hilfsmittel

Schuheinl.	3	2	-	-	-	-	2	1	1	1	-	-
Stock	4	4	2	1	-	1	2	-	1	2	-	-
Krücken	-	-	-	-	-	-	-	1	-	-	-	-

24h 48h 72h 4Tg 5Tg 6Tg 10Tg 17Tg 1Mon 2Mon 5Mon 9Mon

Gesamter-
gebnis

Gut	5	13	3	3	-	-	1	-	1	3	1	-
Mäßig	3	-	-	-	-	-	-	1	-	-	-	-
Schlecht	-	1	-	-	-	1	-	-	-	1	-	-

VIII. EINFLUSS DER ZEITDIFFERENZ ZWISCHEN TRAUMA UND OPERATION

Unter Bezugnahme auf den postoperativen Heilverlauf, die Komplikationsrate nach der Entlassung der Patienten und den daraus folgenden Konsequenzen wie erneute Operation, neuer Protheseneinsatz bzw. Prothesenentfernung erwies sich die Operation nach 48h als optimal. Eine deutlich überdurchschnittliche Schwierigkeitsrate wiesen Operationen zwischen dem 10. und 17. Tag auf.

Grundsätzlich wurde die Schmerzqualität- und Dauer mit zunehmender Zeitdifferenz Trauma-Operation stärker bzw. länger.

Die zurücklegbare Gehstrecke beträgt bei einer Zeitdifferenz von 24 bis 72h 500m und mehr bei 62 % der in diesem Zeitraum operierten Patienten. Der Anteil der Patienten, die nur 20m gehen können, liegt für diesen Zeitraum bei 8,1 %. Patienten, die zwischen 10 Tagen und 9 Monaten nach dem Trauma operiert wurden, insgesamt 27 % des gesamten Patientengutes, wiesen in 9 Fällen eine Gehstrecke von 500m unter mehr auf (= 24,3 %): Die Tendenz, daß mit zunehmender Dauer zwischen Trauma und Operation die Gehstrecke abnimmt, wird klar ersichtlich.

Bis zum 4. posttraumatischen Tag operierte Patienten sind 64,8 % mit dem erzielten Ergebnis sehr zufrieden, 8,1 % waren mit dem Ergebnis nur mäßig zufrieden. Patienten, die nach dem 9. posttraumatischen Tag operiert wurden, beurteilten das Ergebnis zu 16,2 % als gut, je 2,7 % fanden die Endoprothese

mäßig oder schlecht: Mit zunehmendem Abstand der Operation von dem Trauma nimmt die Qualität des Gesamtergebnisses deutlich ab, was auf die Endoprothesen-bezogenen Ergebnisse eine negative Auswirkung haben muß.

IX. BEEINFLUSSUNG DER GEBRAUCHSFÄHIGKEIT

<u>Heilverlauf</u> <u>postoperativ</u>	Normal	Leicht eing.	Stark eing.	Gebrauchsunfähig
Normal	21	7	3	-
Wundheilungsstörg	-	-	1	-
Knochenentzündung	-	-	1	-
Andere Komplika- tionen	1	2	2	-

Komplikationen
nach Entlassung

Keine	17	5	-	-
Instabilität	-	1	2	-
Fehlstellung	-	1	1	-
Schaftlockerung	1	1	-	-
Pfannenlockerung	1	1	-	-
Entzündung	1	1	1	-
Lähmung	-	-	1	-
Sonstiges	1	1	1	-

Keine neue Op.	20	8	3	-
erneute Op.	2	1	2	-
neue Prothese	2	1	-	-
Prothesenentferng	-	-	1	-

IX. BEEINFLUSSUNG DER GEBRAUCHSFÄHIGKEIT

<u>Schmerzen</u>	Normal	Leicht einge.	Stark einge.	Gebrauchsunfähig
Keine	16	1	-	-
Leichte Sch.	5	6	-	-
Mittlere Sch.	1	2	4	-
Starke Sch.	-	-	1	-
Gelegentlich.	5	4	-	-
Häufig	-	3	1	-
Dauernd	-	1	4	-
Ohne Belastg.	4	3	4	-
Mit Belastung	5	6	3	-

<u>Gehstrecke</u>	Normal	Leicht einge.	Stark einge.	Gebrauchsunfähig total
Über 5km	2	-	-	- : 2
1km	13	3	1	- : 18
500m	7	3	1	- : 11
20m	-	2	3	- : 5
nicht gehfähig	-	1	-	- : 1

<u>Hilfsmittel</u>	Normal	Leicht einge.	Stark einge.	Gebrauchsunfähig
Schuheanlage	1	3	3	-
Stock	5	7	3	-
Krücken	-	-	1	-

Gesamtergebnis

Gut	21	7	1	-
Mäßig	1	1	2	-
Schlecht	-	1	2	-

IX. KOMMENTAR:

Die Gebrauchsfähigkeit wird beeinflusst durch den postoperativen Heilverlauf und die Komplikationen nach der Entlassung. Ein günstiger Heilverlauf in Verbindung mit Komplikationsfreiheit nach der Entlassung sind günstige Faktoren. Erneute Operationen verschlechtern die Gebrauchsfähigkeit rapide.

Umgekehrt beurteilt der Patient die Gebrauchsfähigkeit nach eventuell auftretenden Schmerzen und weniger nach der möglichen Gehstrecke. Jüngere Jahrgänge fordern neben Schmerzfreiheit auch eine lange Gehstrecke, älteren Jahrgängen sind natürlich im Bezug auf Wegstrecken engere Grenzen gesetzt, Endoprothesen halten länger.

X. ENTWICKLUNG IM JAHRESRÜCKBLICK

	'68	'69	'70	'71	'72	'73	'74	'75	'76	'77	'78
<u>Endoprothese</u>											
MOORE	-	-	3	6	8	5	-	-	2	-	-
MÜLLER-CHARNLEY	-	-	1	-	-	1	2	2	1	1	-
HUGGLER-WEBER	-	-	-	1	3	-	-	-	-	1	-
Mc-KEE-FARRAR	-	-	-	-	1	-	-	-	-	-	-

	'68	'69	'70	'71	'72	'73	'74	'75	'76	'77	'78
<u>Gebrauchsfähig- keit</u>											

Normal	-	-	1	6	7	4	2	1	3	-	-
Leicht eing.	-	-	2	1	2	2	-	1	-	2	-
Stark eing.	-	-	1	-	1	1	-	-	-	-	-

	'68	'69	'70	'71	'72	'73	'74	'75	'76	'77	'78
<u>Heilverlauf postoperativ</u>											

Normal	-	-	3	7	10	6	2	2	2	1	-
Wundheilungs- störung	-	-	1	-	-	-	-	-	1	-	-
Entzündung	-	-	1	-	-	-	-	-	1	-	-
Andere Kompl.	-	-	1	-	-	-	-	-	-	-	-

Komplikationen
nach Entlassung

Keine	-	-	1	4	8	5	2	1	2	1	-
Instabilität	-	-	1	-	-	1	-	-	-	-	-
Fehlstellung	-	-	-	1	-	-	-	-	-	-	-
Schaftlockerung	-	-	-	1	-	-	-	1	-	-	-
Pfannenlockerung	-	-	-	-	1	-	-	1	-	-	-
Entzündung	-	-	1	1	-	-	-	-	-	-	-
Lähmung	-	-	-	-	1	-	-	-	-	-	-
Sonstiges	-	-	1	-	1	-	-	-	1	-	-

X. ENTWICKLUNG IM JAHRESRÜCKBLICK

	'68	'69	'70	'71	'72	'73	'74	'75	'76	'77	'78
<u>Gesamtergebnis</u>											
Gut	-	-	3	6	8	6	2	2	3	2	-
Mäßig	-	-	2	1	1	-	-	-	-	-	-
Schlecht	-	-	1	-	1	1	-	-	-	-	-

XI. EINFLUSS DER EP-TRAGZEIT

<u>Komplikationen nach Entlassung</u>	<u>1</u>	<u>2</u>	<u>3</u>	<u>4</u>	<u>5</u>	<u>6</u>	<u>7</u>	<u>8</u>	<u>(Jahre)</u>
---	----------	----------	----------	----------	----------	----------	----------	----------	----------------

Keine	1	5	1	2	5	9	2	-	
Instabilität	-	-	-	-	2	-	1	-	
Fehlstellung	1	-	-	-	-	-	1	-	
Schaftlockerung	-	-	1	-	-	-	1	-	
Pfannenlockerung	-	-	1	-	-	1	-	-	
Entzündung	-	1	-	-	-	-	1	1	
Lähmung	-	-	-	-	-	1	-	-	
Sonstiges	-	1	-	-	-	1	-	1	

<u>Gebrauchsfähigkeit</u>	<u>1</u>	<u>2</u>	<u>3</u>	<u>4</u>	<u>5</u>	<u>6</u>	<u>7</u>	<u>8</u>	<u>(Jahre)</u>
---------------------------	----------	----------	----------	----------	----------	----------	----------	----------	----------------

Normal	1	5	1	2	4	5	4	-	
Leicht eing.	1	1	1	-	2	3	2	1	
Stark einge.	-	-	-	-	1	-	-	1	
Gebrauchsunfähig	-	-	-	-	-	1	-	-	

Gesamtergebnis

total

Gut	1	8	2	2	6	6	4	1	30
Mäßig	1	-	-	-	-	1	2	-	4
Schlecht	-	-	-	-	1	1	-	1	3

XI. EINFLUSS DER EP-TRAGZEIT

Deutlich erkennbar ist die Tendenz, daß bei Einführung einer Endoprothese in den Bereich der klinischen Therapie eine etwas überdurchschnittliche Komplikationsrate auftritt, gleiches wiederholt sich nach etwa 5 Jahren: Ab diesem Zeitpunkt muß mit einer steigenden Rate von Komplikationen gerechnet werden, des weiteren mit einer schnell abnehmenden Gebrauchsfähigkeit.

Dementsprechend fällt auch die Beurteilung des Gesamtergebnisses aus: Mit zunehmender Tragzeit der Endoprothese nimmt die Einschätzung des Patienten im Hinblick auf das Gesamtergebnis deutlich ab.

Daraus muß mit allem Vorbehalt geschlossen werden, daß die derzeit verwendeten Endoprothesen im Hüftbereich eine volle Funktionsfähigkeit von 5 Jahren nicht überdauern.

XII. EINFLUSS VON QUALITÄT UND ANZAHL DER BEGLEITER- KRANKUNGEN

Nach der gleichen Methode, wie von Punkt I bis XI demonstriert, wurden Qualität und Anzahl der Begleiterkrankungen in ihrem Einfluß auf den postoperativen Heilverlauf, Komplikationen nach der Entlassung, sowie auf die Beurteilung des Gesamtergebnisses durch den Patienten untersucht. Die Palette der Begleiterkrankungen reichte dabei von Herzrythmusstörungen, Herzklappenfehlern, Hypertonie, Lungenemphysem über Magen- und Darmulzera bis zu Leberzirrhose und Nierenleiden.

Es fand sich bei der begrenzten Anzahl untersuchter Patienten keine signifikante Tendenz im Sinne einer Verschlechterung des postoperativen Heilverlaufs, der Komplikationen nach der Entlassung sowie des durch den Patienten beurteilten Gesamtergebnisses bei Existenz von Begleiterkrankungen; möglicherweise reicht die vorhandene Anzahl von Patienten für schlüssige Aussagen in diesem kritischen Bereich nicht aus.

XIII. EINFLUSS VON VOROPERATIONEN AM HÜFTGELENK

Deutlich ist die Tendenz festzustellen, daß Voroperationen auf postoperativen Heilverlauf, Komplikationen nach der Entlassung, Gebrauchsfähigkeit im Sinne einer Verschlechterung einwirken; erneute Operationen, Prothesenentfernung und Verwendung neuer Prothesen waren bei diesem Patientenkollektiv deutlich über dem Durchschnitt. Gleiches läßt sich für die Schmerzenentwicklung feststellen.

XIV. TODESURSACHEN NACH VERWENDUNG VON ZEMENT ZUR PRO-
THESENIMPLANTATION

Die in der Literatur häufig beschriebene Lungenembolie fand sich nur in einem Fall. Diese Tatsache würde sich mit den Untersuchungen von MODIG (133, 134) und SCHULITZ (169) decken; die beiden Autoren haben immer wieder mit Nachdruck darauf hingewiesen, daß die im Lungenblut feststellbaren Fetttröpfchen im pathophysiologischen Sinne keinen signifikant nachweisbaren Einfluß auf Atmung und Kreislauf haben.

Weiterhin stellte MODIG (136) in Übereinstimmung mit Dustmann und Mitarbeitern fest, daß weder die Fettröpfchen im Lungenkreislauf noch dort nachweisbare Akrylmonomere über eine thromboplastische Aktivität verfügen.

F. DISKUSSION

Geschlechts- und Altersverteilung des untersuchten Patientengutes entsprechen etwa der von Hackenbroch et. al. (83); ^{***}Stock et.al. (177), Maier, Griss et.al. (122) und Safi et al. (161) lehnen diese Form der Einteilung ab. Im Unterschied zu den genannten Autoren gehen in unseren Untersuchungen auch Ergebnisse über die MOORE-Teilprothese mit ein.

Beim Vergleich der Verwendung von Totalendoprothesen fällt auf, daß wir im Vergleich zu Hackenbroch et al. (83) der MÜLLER-CHARNLEY-Endoprothese und der MOORE-Teilendoprothese deutlich den Vorzug geben vor den Modellen WEBER-HUGGLER und McKEE-FARRAR. Bei Hackenbroch und Maier ist deutlich die Tendenz zu erkennen, das Modell WEBER-HUGGLER eher in jüngeren Jahren zu verwenden; gleiches gilt für das Modell nach MÜLLER-CHARNLEY. Im Gegensatz hierzu verwenden wir die MÜLLER-CHARNLEY-Prothese eher bei älteren Jahrgängen; ebenso verfahren wir mit der MOORE-Teilprothese.

Während wir die MOORE-Prothese in den meisten Fällen spätestens nach 4 Tagen zum Einsatz bringen-bevorzugt jedoch zwischen 24h und 48h nach dem Trauma-entfällt in der Hälfte der Fälle die Verwendung des MÜLLER-CHARNLEY-Modells auf die Zeit um 10 Tage bis 9 Monate nach dem Trauma. Mit dem HUGGLER-WEBER-Modell verfahren wir ähnlich; das McKEE-FARRAR-Modell wird von uns bevorzugt bei längeren Zwangspausen zwischen Trauma und Operation verwendet.

Bei der Beobachtung des postoperativen Heilverlaufs fallen keine nennenswerten Unterschiede zwischen den

einzelnen Prothesen auf; in der Mehrzahl der Fälle ergibt sich ein normaler postoperativer Heilverlauf. Safiet al. (161) kommen bei bevorzugter Anwendung der MÜLLER-CHARNLEY auf eine Komplikationsziffer im postoperativen Bereich, die nach ihrer Zusammensetzung etwa unseren Erfahrungen entspricht.

Unter dem Aspekt der Komplikationen nach der Entlassung erwies sich die MOORE-Endoprothese am problemlosesten im Vergleich zu den Totalendoprothesen: Während bei Verwendungen der MOORE-Prothese eine Fehlstellung in 4,5 % der Fälle auftrat, eine Schaftlockerung bei 4,5 % betragen die Zahlen bei der MÜLLER-CHARNLEY-Prothese ca. 11,1 % für Fehlstellungen und Schaft- sowie Pannenlockerung. Bei 22,2 % der Totalendoprothese nach MÜLLER traten Entzündungen auf, bei der HUGGLER-WEBER-PROTHESE betrug die entsprechende Zahl 20 %, bei der MOORE-Endoprothese war kein einziger Fall zu eruieren.

Der postoperative Heilverlauf erwies sich bei WEBER-HUGGLER- und McKEE-FARRAR-Prothesen als problemlos, während bei dem MOORE-Modell in jeweils 4,5 % Wundheilungsstörungen und Knochenentzündungen auftraten; für das MÜLLER-CHARNLEY-Modell gelten 11,1 %.

Als Resümee läßt sich ziehen, daß dem günstigen postoperativen Heilverlauf bei HUGGLER-WEBER-Prothesen und dem Modell nach McKEE-FARRAR eine größere Anzahl an Komplikationen nach der Entlassung gegenübersteht; das Umgekehrte gilt für das MOORE- und das MÜLLER-CHARNLEY-Modell. Da die Totalendoprothesen in ca. 50 % der Fälle nach dem 10. posttraumatischen Tag verwendet wurden, ist ihre Komplikationsrate höher.

Als Konsequenz ergibt sich daraus für das MÜLLER-CHARNLEY-Modell in 22,2 % eine erneute Operation, bei 11,1 % eine Prothesenentfernung und ebenso bei 11,1 % eine neue Prothese. Die entsprechenden Zahlen lauten für das HUGGLER-WEBER-Modell: 60 % der Fälle benötigen eine erneute Operation, 40 % eine neue Prothese. Die MOORE-Prothesen waren hier völlig komplikationsfrei.

Bei der Beurteilung der Gebrauchsfähigkeit durch den Patienten, die in erster Linie von der Dauer und der Qualität der auftretenden Schmerzen abhängt und nicht von der Gehstrecke, die ohne Probleme zurückgelegt werden kann, waren die Ergebnisse in Übereinstimmung mit den obig erwähnten Ergebnissen:

Eine starke Behinderung, die vom Patienten mit dauernden, starken Schmerzen gleichgesetzt wird und je nach Typus eine Gehstrecke von 20 bis 500m umfaßt, trat beim MOORE-Modell bei 4,5 % auf, für den MÜLLER-CHARNLEY-Typ ergeben sich 22,2 %, beim HUGGLER-WEBER-Modell sind 20 % betroffen und beim McKEE-FARRAR-Typ kommt es bei 100 % zu starken Schmerzen.

Daraus ergibt sich für uns im Bezug auf die Verwendbarkeit der verschiedenen Prothesen eine vorrangige Bedeutung der Komplikationen nach Entlassung. Hier schnitt die MOORE-Teilendoprothese mit deutlichem Abstand am besten ab:

45,4 % der mit MOORE-Modellen behandelten Patienten, von denen 96,4 % über 70 Jahre alt waren, können unter Zuhilfenahme von Schuheinlagen und Gehstöcken 1km ohne Probleme zurücklegen; weitere 36,3 % schaffen immerhin 500m ohne Schwierigkeiten.

Für das MÜLLER-CHARNLEY-Modell, das Patienten mit einem Alter von über 70 Jahren zu 77,7 % tragen, gelten bei 55,5 % der Fälle 1000m als problemlos, bei weiteren 33,3 % trifft dies für die 500m-Marke zu.

Der HUGGLER-WEBER-Typ, dessen Anwendungsbereich in 60 % der Fälle bei einem Alter zwischen 60 und 69 Jahren lag, läßt bei 80 % Gehstrecken über 1000m zu, bei allerdings 20 % sind nur 20m zu erreichen.

Die verwendete McKEE-FARRAR-Prothese schließlich läßt 500m als äußerste Gehmarke zu, bei diesem Fall werden vom Patienten starke Schmerzen angegeben beim Zurücklegen von kleineren Strecken. Dieser Patient ist allerdings erst 2 Monate nach dem Unfallereignis mit einer Prothese versehen worden.

Im Bezug auf das Gesamtergebnis zeigten sich 85,5 % der "MOORE-Patienten" sehr zufrieden, 9,8 % beurteilten das Ergebnis als mäßig, 4,5 % als schlecht.

Das MÜLLER-CHARNLEY-Modell wies bei 77,7 % ein "Gut" auf, bei 22,2 % wurde mit "Mäßig" beurteilt.

Die HUGGLER-WEBER-Prothese stellte 80 % der Patienten sehr zufrieden, 20 % urteilten mit "Schlecht".

Die in einem Fall verwendete McKEE-FARRAR-Prothese wurde als schlecht eingestuft.

Da Maier et.al. (122), Hackenbroch et al. (83), Stock et.al. (177) und Safi et al. (161) nicht nach entsprechenden Gesichtspunkten aufgliedern, wie wir das mit unserem Patientengut vorgenommen haben, fällt ein Vergleich

der Ergebnisse sehr schwer:

Maier, Griss et al. führen beim MÜLLER-CHARNLEY-Typ 1,6 % Pfannenlockerung an, beim McKEE-Modell 12,8 %, für die Schaftlockerung ergeben sich 1,6 % für das MÜLLER-CHARNLEY-Modell, 3,2 % für den McKEE-Typ.

Hackenbroch und Mitarbeiter geben insgesamt in 16,5 % der Fälle Lockerungen an, wobei leider eine genauere Untergliederung in Schaft- bzw. Pfannenlockerung oder eine Aufteilung nach den verschiedenen Prothesen-Modellen unterbleibt.

Ähnliche Schwierigkeiten zeigt der Vergleich mit dem Patientengut von Stock et al. (177): Pfannenlockerungen zeigten sich hier bei 0,4 % (!) der Fälle, Schaftlockerungen bei 0,2 % (!). Eine nähere Definition erfolgt nicht.

Im direkten Vergleich stimmen wir also mit Griss, Maier et.al. im Bezug auf das McKEE-Modell überein; beim MÜLLER-CHARNLEY-Modell scheint unser Ergebnis doch realistischer, da die genannten Autoren auf eine altersspezifische Aufgliederung leider verzichtet haben.

Bereits der Vergleich der Anzahl von Entzündungen im Operationsgut scheitert an der genaueren Festlegung der Zeitvariante, nämlich unmittelbar postoperativ oder nach Entlassung entsprechend einer Früh- oder Spätkomplikation:

Safi et al. (161) geben bei 4,8 % einen Fröhinfekt, bei 1,3 % eine Spätinfektion an.

Stock et al. (177) vermeiden eine Gliederung unter diesem Gesichtspunkt und geben summarisch eine Infektionsrate von 0,4 % an.

Bei entsprechender Verfahrensweise ergibt sich für unser Patientengut eine allgemeine Infektionsrate von 4,8 %, den postoperativen Heilverlauf zugrundegelegt. Maier, Griss et al. (122) kommen zu gleichen Ergebnissen.

Bezüglich des Gehvermögens und der auftretenden Schmerzen nach Implantation der Hüftendoprothese lassen lediglich die Untersuchungen von Maier, Griss et al. (122) einen Vergleich zu:

Nimmt man die Bewertungsstufen, die von Maier vorgeschlagen werden - 0 bis 6 entsprechend sehr schlecht bis sehr gut - , bei unserem Maßstab, so ergibt sich bei 5 - 6 die Bewertung gut. 15 bis 18 % unserer Patienten zeigten postoperativ funktionsbeeinträchtigende Schmerzen, Maier und Mitarbeiter erzielten hier ein Ergebnis von 12 %. Unter dem Aspekt des Gehvermögens erreichten Maier et al. bei etwa 73 % ein gutes Ergebnis; unsere Patienten waren in 85 % der Fälle sehr zufrieden. Leider muß auch hier das Alter der Patienten unberücksichtigt bleiben.

Die Beurteilung des Gesamtergebnisses durch den Patienten unterliegt naturgemäß zahlreichen Faktoren: Neben den Schmerzen beim Gehen, dem Gehvermögen, der Zahl und Qualität der auftretenden Komplikationen im Verlauf der Tragezeit spielen sicher die Erwartungen, die der Patient an die Implantation einer Endoprothese stellt, eine große Rolle. Unsere Untersuchungen zeigen recht deutlich, daß mit zunehmendem Alter die gestellten Ansprüche sinken, d.h. die Schmerzfreiheit als Kriterium einer guten Gebrauchsfähigkeit gilt, während bei jüngeren Jahrgängen nur

die Kombination sowohl von Schmerzfreiheit als auch ausreichendem Aktionsradius zu einem zufriedenstellenden Ergebnis führt.

Unter Berücksichtigung dieser Aspekte zeigt unser Patientengut in 81 % der Fälle sehr große Zufriedenheit, 10,8 % waren mäßig zufrieden und nur 8,1 % bewerten das Gesamtergebnis als schlecht.

Safi et al. (161) beschrieben 61 % als sehr zufrieden, 32 % als zufrieden und 7 % als nicht zufrieden.

Hackenbroch et.al. (83) trennten lediglich auf in "Zufrieden" entsprechend 69 % und "Unzufrieden" mit 31 %.

Stock et.al. (177) unterteilen geschickt in folgende Kategorien: Mit "sehr gut" werden 14,1 % angegeben, 50,6 % mit "gut", 29,7 % mit "befriedigend" und 5,6 % mit "unbefriedigend". Leider werden von Stock und Mitarbeitern nur die mit "unbefriedigend" angegebenen Resultate auf postoperative Komplikationen wie Lockerung, Infektionen, Paresen etc. untersucht, so daß der Überblick bei diesen Faktoren im Bezug auf das gesamte Patientengut unterbleibt.

G. ZUSAMMENFASSUNG

In der Einleitung wird auf das biomechanische Problem und die Zielsetzung der Arthroplastik hingewiesen sowie ein historischer Überblick von 1826 bis heute über die Hüftendoprothesenentwicklung gegeben.

Anschließend werden die Probleme erörtert, die speziell mit der Verwendung von Zement verbunden sind:

Die Einflüsse der mechanischen und physikalischen Zementeigenschaften auf das Therapieergebnis, allergische Reaktionen nach Zementanwendung, Wirkung des Zements auf das kardiovaskuläre System und das Blutgerinnungssystem, pathologische Gewebsreaktionen durch Zementverwendung, der Einfluß von Zement auf die Knochenregeneration und die biomechanischen Gelenkeigenschaften.

Die auftretenden Komplikationen beim Einsatz von Hüftendoprothesen werden unter folgenden Gesichtspunkten behandelt:

1. Perioperative Komplikationen:

- Pfannenperforation,
- Schaftperforation,
- Narkosezwischenfälle,
- Oberschenkelchaftfaktoren,
- Nervenschädigungen,
- Gefäßkomplikationen.

2. Frühkomplikationen:

- Tractus-Iliotibialis-Syndrom,
- Phlebothrombose und Embolie,
- Frühinfekt,
- Herz-, Kreislauf- und Lungenkomplikationen.

3. Spätkomplikationen:

- Infektion,
- Prothesenlockerung,
- periartikuläre Verkalkung,
- Prothesenbrüche,
- aggressives Granulom,
- späte Acetabulumfrakturen,
- Femur- und Beckenfrakturen nach Einsatz von Hüftendoprothesen.

4. Nicht-Endoprothesen-bezogene Komplikationen
waren u.a.

- Infektion im Harnleitertrakt,
- akutes Nierenversagen,
- Myokardinfarkt,
- "Herzversagen",
- Pneumonie und Atelektasen,
- Thrombophlebitis,
- Hämorrhagie,
- Gastrointestinalstörungen.

5. Häufige Komplikations-Kombinationen.

Der Ausblick auf alternative Behandlungstechniken und neue Prothesenentwicklung umfaßt die Punkte:

- Verschraubung,
- Nagelung,
- Verkeilung der Schaftprothese.

Weiterhin werden verschiedene Prothesenmodelle, die auf den Verzicht von Zement zur Fixierung hin angelegt sind, erörtert:

Modelle Nach MITTELMEIER, SAVISH, RING, SBARBARD, MORSCHER, MOORE, CHIARI und PALTRINIERI sowie die MANNHEIMER OXYD-

KERAMIK-METALL-VERBUNDPROTHESE in zwei Varianten.

Die Kasuistik gibt einen kurzen Überblick über den prä- und postoperativen Zustand von 10 Patienten mit Schenkelhalsbrüchen aus unterschiedlicher Ursache an Hand kurzer Schilderungen und der entsprechenden Röntgenbilder.

Als Grundlage für die Patientenuntersuchung diene ein Fragebogen mit folgender Unterteilung:

- Zeitpunkt des Unfallereignisses,
- Zeitdifferenz zwischen Unfall und Operation,
- betroffene Seite,
- postoperativer Heilverlauf,
- Komplikationen nach der Entlassung,
- erneute Operationen mit oder ohne Prothesenentfernung,
- Häufigkeit und Qualität von Schmerzen,
- Gebrauchsfähigkeit,
- Häufigkeit und Größe von Beinverkürzungen,
- Benötigung von Hilfsmitteln,
- Beurteilung des Gesamtergebnisses durch die Patienten.

Die erhobenen Daten wurden unter den übergeordneten Gesichtspunkten

- Endoprothesen
- Alters- und Geschlechtsspezifität
- Einfluß der Zeitdifferenz zwischen Trauma und Operation,
- Gebrauchsfähigkeit
- Entwicklungen im Rückblick auf die Jahre 1968 bis 1978
- Einfluß von Endoprothesentragzeit und vom Begleiterkrankungen auf das Ergebnis,
- Einfluß von Voroperationen auf die Resultate
- Todesursachen unmittelbar postoperativ aufgegliedert.

H. AUSBLICK

Unter Beachtung genau bestimmter Altersgrenzen findet die Hüftendoprothetik heute ein dankbares Aufgabengebiet. Werden diese engen Grenzen in Richtung auf jüngere Jahrgänge verlassen, begibt sich der Therapeut auf schwankenden Boden,

Mangels genauerer Kenntnisse über die Funktionsweise des Hüftgelenks müssen endoprothetische Therapieversuche bei jüngeren Menschen mit großem Aktionsradius mangelhaft bleiben. Die derzeit zur Verfügung stehenden Modelle berücksichtigen den Bewegungsablauf im Hüftgelenk nur unzureichend, wodurch die Gelenküberlebenszeit, die entgegen oft veröffentlichter Meinung nicht bei 10 bis 15 Jahren, sondern eher bei 5 bis 10 Jahren liegt, drastisch verkürzt wird aufgrund unphysiologischer Bewegungsabläufe.

Die Verwendung von Endoprothesenmaterial, das große Ähnlichkeit mit körpereigenem Gewebe besitzt und damit besser vertragen wird, ist nur ein kleiner Schritt in die entscheidende Richtung. Wichtiger erschien uns eine aufwendige Untersuchung über den Bewegungsablauf und, im weiteren Sinne, der Biomechanik im Hüftgelenk, wie das schon für das Kiefer- und Kniegelenk mit entsprechenden Therapieerfolgen geschehen ist. Wir könnten uns durchaus vorstellen, daß damit endoprothetische Eingriffe im bisherigen Ausmaß überflüssig werden und weiterhin eine bessere Prophylaxe weit vor dem "point of no return" möglich ist.

L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

1. AMSTUTZ, H.C., CONTINI, R., JOHNSON, R.L.: Biomechanical Considerations of Multiple-Component Hip Prostheses. Clin. Orthop. Rel. Res., 106: 131 (1975)
2. ANDERSON, G.B.J., FREEMAN, M.A.R.: Loosening of the Cemented Acetabular Cup in Total Hip Replacement. J. Bone Jt. Surg., 54-B: 590 (1972)
3. ANDERSON, L.D., HAMSA, W.R.Jr., WARING, T.L.: Femoral head prestheses. A review of 356 operations and their results. J- Bone Jt. Surg., 46-A: 1049 (1964)
4. ARCQ, M.: Die paraartikulären Ossifikationen - eine Komplikation der Totalendoprothese des Hüftgelenks. Arch. orthop. Unfall-Chir., 77: 108 (1973)
5. ASTLEFORD, W.J., ASHER, M.A., LINDHOLM, U.S.: Some Physical and Mechanical Factors Affecting the Simple Shear Strength of Methylmethacrylate. Clin. Orthop. Rel. Res., 108: 145 (1975)
6. BERGQVIST, D., EVELIN, R., HELMSTEDT, A.: Thrombolysis Following Hip Arthroplasty. Acta orthop. scand., 47:549 (1976)
7. BERGSTRÖM, B., LINDBERG, L.: Complications After Total Hip Arthroplasty According to Charnley in a Swedish Series of Cases. Clin. Orthop. Rel. Res., 95:91 (1973)
8. BIEHL, G., HARMS, J., HANSER, U.: Experimentelle Untersuchungen über die Wärmeentwicklung im Knochen bei der Polymerisation von Knochenzement. Arch. Orthop. Unfall-Chir., 78: 62 (1974)
9. BIEHL, G., HARMS, J.: Tierexperimentelle und histopathologische Untersuchungen über die Anpassungsvorgänge des Knochens nach der Implantation von "Tragrippenendoprothesen". Arch. orthop. Unfall-Chir., 81: 105 (1975)
10. BOCCO, F., LAUGAN, P., CHARNLEY, J.: Changes in the calcar femoris in relation to cement technology in total hip replacement. Clin. Orthop., 128: 287 (1977)

11. BÜHLER, J.: Differenzierte Indikationsstellung bei Schenkelhalsbrüchen. Unfallheilkunde, 81: 155 (1978)
12. BOUTIN, P.: Les prothèses totales de la hanche en alumine. Rev. Chir. Orthop. 60: 233 (1974)
13. BREKELMANS, W.A.M., POORT, H.W., SLOOFF, T.J.J.H.: A New Method To Analyse The Mechanical Behaviour Of Skeletal Parts. Acta orthop. scand., 43: 301 (1972)
14. BRENDLINGER, D.L., TARSITANO, J.J.: Generalized dermatitis due to sensitivity to a chrome cobalt removable partial denture. J. Am. Dent. Assoc., 81: 392 (1970)
15. BRINKMANN, K.E., HEILMANN, K.: Klinische, röntgenologische und feingewebliche Untersuchungen an ausgelockerten Hüftgelenksprothesen. Arch. orthop. Unfall-Chir., 80 : 333 (1974)
16. BRUNELLI, G.: A New Square-Contoured Acetabulum and Straight Stem Hip Replacement. Internat. Orthopaedics, 1: 36 (1977)
17. BUCHHOLZ, H.W., ENGELBRECHT, H.: Über die Depotwirkung einiger Antibiotica bei Vermischung mit dem Kunstharz Palacos. Chirurg, 41:511 (1970)
18. BUCHHOLZ, H.W.: Die operative Behandlung der progressiv chronischen Polyarthritits. Med. Clin., 67: 596 (1972)
19. BUCHHOLZ, H.W., ENGELBRECHT, E.: Hüftprothese. Wie geht's den Patienten nach 15 Jahren? Medical Tribune, 13: 33 (1979)
20. BUERKLE, A.R., EFTEKHAR, N.S.: Fixation of the Femoral Head Prosthesis With Methylmethacrylate. Chir. Orthop. Rel. Res., 111: 134 (1975)
21. CAMERON, H.V., MILLS, R.H.: The structure of polymethyl methacrylate cement. Chir. Orthop., 100: 287 (1974)
22. CHAPMAN, M.W., HADLEY, W.U.: The Effect of Polymethylmethacrylate and Antibiotic Combinations on Bacterial Viability. J. Bone Jt. Surg., 58-A: 76 (1976)

23. CHARNLEY, J.: Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet*, 1: 1129 (1961)
24. CHARNLEY, J.: A biomechanical analysis of the use of cement to anchor the femoral head prosthesis. *J. Bone Jt. Surg.*, 47-B: 354 (1965)
25. CHARNLEY, J.: *Acrylic Cement in Orthopaedic Surgery*. Edinburgh-London, E. u. S. Livingstone (1970)
26. CHARNLEY, J.: Characteristics of self-curing acrylic cement in orthopedic surgery. Edinburgh-London. Livingstone (1970)
27. CHARNLEY, J.: The reaction of bone to self-curing acrylic cement. *J. Bone Jt. Surg.*, 52-B: 340 (1970)
28. CHARNLEY, J.: The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intertention. *J. Bone Jt. Surg.*, 54-B: 61 (1972)
29. CHARNLEY, J., ZORAN, C.: The Nine and Ten Year Results of the Low-Friction Arthroplasty of the Hip. *Clin. Orthop.*, 95: 9 (1973)
30. CHARNLEY, J., HALLEY, D.K.: Rate of wear in total hip replacement. *Clin. Orthop.*, 112: 170 (1975)
31. CHARNLEY, J.: Prosthetic fixation and loosening. Vortrag 3rd Annual Meeting Soc. for Biomaterials. New Orleans, La. (1977)
32. CHAROSKY, C.B., WALKER, P.S.: The microstructure of polymethyl methacrylate cement. *Clin. Orthop.* 91: 221 (1973)
33. CHIARI, K., PALTRINIERI, M.: Eine keramische Hüfttotalendoprothese zur zementfreien Implantation. *Arch. orthop. Unfallchir.*, 89: 305 (1977)
34. CINI, L., PALTRINIERI, M.: Impianto senza cemento di artroprotesi d'anca con riporto superficiale di allumina. *Chir. Org. Mov.*, 62: 1 (1972)
35. CONVERY, R.F., GUNN, D.R.: The Relative Safety of Polymethylmethacrylate. *J. Bone Jt. Surg.*, 57-A: 57 (1975)
36. COTTA, H., SCHULITZ, U.P.: *Der totale Hüftgelenkersatz*. Stuttgart. Thieme (1973)

37. COVENTRY, M.B., BECKENBAUGH, R.D.: Experience with Two Thousand Charnley Total Hip Arthroplasties. In: Proceedings of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. J. Bone Jt. Surg., 54-A: 1357 (1972)
38. COVENTRY, M.B., BECKENBAUGH, R.D., NOLAN, D.R.N., ILSTRUP, D.M.: 2,012 Total Hip Arthroplasties: A Study of Postoperative Course and Early Complications. J. Bone Jt. Surg., 56-A: 273 (1974)
39. DANDY, D.J.: Fat embolism following prothetic replacement of femoral head. Anaesthetist, 23: 85 (1971)
40. DANDY, D.J.: The safety of acrylic bone cement. Injury, 5: 196 (1973)
41. DEBRUNNER, H.U.: Die Verträglichkeit von Polymethylmethacrylat (Plexiglas). Z. Orthop., 83: 557 (1953)
42. DEBRUNNER, H.U.: Die Erwärmung von Knochenzement bei der Polymerisation. Arch. orthop. Unfall-Chir., 78: 309 (1974)
43. DEBRUNNER, H.U.: Die Volumenänderung von Knochenzementen während der Härtung. Arch. orthop. Unfall-Chir., 81: 37 (1975)
44. DEBRUNNER, H.U., WETTSTEIN, A.: Die Verarbeitungszeit von Knochenzementen. Arch. orthop. Unfall-Chir., 81: 291 (1975)
45. DE WIJN, J.R., SLOOFF, T.J.J.H., DRIESSENS, F.C.M.: Characterization Of Bone Cements. Acta orthop. scand., 46: 38 (1975)
46. D'HOLLANDER, A., BURNY, F., DONKERWOLCKE, M.: Extraosseous Variations Of Temperature During Polymerization of Acrylic Cement in Hip Arthroplasty. Acta orthop. scand., 47: 186 (1976)
47. DIEHL, K.: Knochenbeanspruchung und Knochenumbau bei der Alloarthroplastik des coxalen Femurendes mit Zementverankerung. Arch. Orthop. u. Unfall-Chir., 8: 1 (1975)
48. DIEHL, K., HARMS, J.: Beanspruchung und Umbau bei der Alloarthroplastik des coxalen Femurendes des Hundes mit einer selbsthaftenden Tragrippenendoprothese. Arch. Orthop. Unfall-Chir., 84: 89 (1976)

49. DÖRRE, E., BEUTLER, H.: Anforderungen an oxidkeramische Werkstoffe als Biomaterial für künstliche Gelenke. Arch. orthop. Unfall-Chir., 83: 269 (1975)
50. DRAENERT, K., RUDIGER, R., WILLENEGGER, H.: Tierexperimentelle Studie zur Histomorphologie des Knochen-Zement-Kontaktes. Helv. arch. Acta, 43: 769 (1976)
51. DUSTMANN, H.O., SCHULITZ, K.P., KOCH, H.: Fettembolie nach Anwendung von Knochenzement bei Hüftgelenkersatz. Tierexperimentelle Untersuchungen. Arch. orthop. Unfall-Chir., 72: 114 (1972)
52. EFTEKHAR, N.: Charnley "Low friction torque" arthroplasty. Clin. Orthop., 81: 93 (1971)
53. EFTEKHAR, N.: Low-friction arthroplasty. Indications, contraindications and complications. J. Am. Med. Assoc., 218: 705 (1971)
54. EFTEKHAR, N.: Dislocation and Instability Complicating Low Friction Arthroplasty of the Hip Joint. Clin. Orthop. Rel. Res., 121: 120 (1976)
55. ELLIS, R.H., MULVEIN, J.: The Cardiovascular Effects Of Methylmethacrylate. J. Bone Jt. Surg., 56-B: 59 (1974)
56. EVANS, E.M., FREEMAN, M.A.R.: Metal Sensitivity As A Cause Of Bone Necrosis And Loosening Of The Prosthesis In Total Joint Replacement. J. Bone Jt. Surg., 56-B: 626 (1974)
57. FEARN, B., BURBRIDGE, H.C., BENTLEY, G.: The Effect Of Methyl Methacrylate Cement On The Blood Pressure. Acta orthop. scand., 43: 318 (1972)
58. FISHBANE, B.M., POND, R.B.: Stainless Steel Fiber Reinforcement of Polymethylmethacrylate. Clin. Orthop. Rel. Res., 128: 194 (1977)
59. FOLACCI, F.M., CHARNLEY, J.: A comparison of the results of femoral head prosthesis with and without cement. Clin. Orthop., 62: 156 (1969)
60. FREEMAN, M.A.R., BROWN, G.C.: ICLH Cemented Double Cup Hip Replacement. Arch. Orthop. Traumat. Surg., 92: 191 (1978)

61. FREGERT, S., RORSMAN, H.: Allergy to trivalent chromium
Archives of Dermatology, 90: 4 (1964)
62. FRIES, I.B., FISHER, A.A., SALVATI, E.A.: Contact Dermatitis in Surglons from Methylmethacrylate Bone Cement. J. Bone Jt. Surg., 57-A: 547 (1975)
- 62a. GALANTE, J., ROSTOCKER, W.: Failed Femoral Stems in Total Hip Prostheses. J. Bone Jt. Surg., 57-A: 230 (1975)
63. GALASKO, C.S.B., EDWARDS, D.H., BARBER, H.M.: The Value Of Low Dosage Heparin For The Prophylaxis Of Thromboembolism In Patients With Transcervical And Intertrochanteric Femoral Fractures. Acta orthop. scand., 47: 276 (1976)
64. GALLAGHER, R.H.: Finite-Element-Analysis. Berlin-Heidelberg, New York: Springer (1976)
65. GALLUS, A.S., HIRSH, J.: Small subcutaneous doses of heparin in prevention of venous thrombosis. New Engl. J. Med., 288: 545 (1973)
66. GASZYNSKI, W., LEWICKI, R.: The Effect of Bone Cement Used for Stabilization of Endoprotheses on Blood Clotting System Activity. Anaesth. Resus. Inten. Therap., 4: 237 (1976)
67. GORDON-SMITH, I.C., GRUNDY, D.J.: Controlled trail of two regimens of subcutaneous heparin in prevention of postoperative deep vein thrombosis. Lancet, i: 1133 (1972)
68. GREENWALD, A.S., NELSON, C.L.: Biomechanics of the Reconstructed Hip. Orthop. Clin. North Am. 4: 435 (1973)
69. GREENWALD, A.S., HAYNES, D.W.: Weight-Bearnig Areas In The Human Hip Joint. J. Bone Jt. Surg., 54-B: 157 (1972)
70. GRISS, P., KREMPIEN, B.: Experimentelle Untersuchungen zur Gewebeerträglichkeit oxidkeramischer (AL₂O₃) Abriebteilchen. Arch. orthop. u. Unfall-Chir., 76: 270 (1973)
71. GRISS, P., HEIMKE, G.: Ergebnisse der experimentellen Prüfung und klinischen Anwendungsmöglichkeiten der Aluminiumoxidkeramik in der Alloarthroplastik. Z. Orthop., 113: 756 (1975)

72. GRISS, P., HEIMKE, G.: Erste Erfahrungen mit der Keramik-Metallverbundprothese. Med. Orthop. Technik, 95: 159 (1975)
73. GRISS, P., HEINKE, G.: Die Aluminiumoxidkeramik-Metall-Verbundendoprothese. Eine neue Hüftgelenk-totalendoprothese zur teilweise zementfreien Implantation. Arch. orthop. u. Unfall-Chir., 81: 259 (1975a)
74. GRISS, P., HEIMKE, G.: Experimentelle Untersuchungen über die Verträglichkeit von Keramikwerkstoffen. Med. Orthop. Technik, 96: 105 (1976)
75. GRISS, P., WERNER, E.: Die Mannheimer Oxidkeramik-Metall-Verbundendoprothesen. Arch. orthop. u. Unfall-Chir., 87: 73 (1977)
76. GRISS, P., JENTSCHURA, G.: Was bedeutet das Resorption des Calcar femoris nach der Totalendoprothesenoperation der Hüfte? Arch. Orthop. Traumat. Surg., 92: 225 (1978)
77. GRISS, P., WERNER, E.: Vergleichende experimentelle Untersuchungen an Al_2O_3 -Keramik und mit mod. Bioglas (L.L. Heuch) beschichteter Al_2O_3 -Keramik. Arch. Orthop. Traumat. Surg., 92: 199 (1978)
78. GRONERT, H.-J., WEIGERT, M.: Zur Differentialindikation von Keramik-Endoprothesen und Schalen-Endoprothesen für das Hüftgelenk. Zbl. Chirurgie, 104:317 (1979)
79. GRÜNERT, A., RITTER, G.: Experimentelle Untersuchungen zum Problem der Verankerung von Hüftendoprothesen. Arch. orthop. u. Unfall-Chir., 77: 149 (1973)
80. GRÜNERT, A., RITTER, G.: Veränderungen physikalischer Eigenschaften der sogenannten Knochenzemente nach Beimischung von Fremdstoffen. Arch. orthop. Unfall-Chir., 78: 336 (1974)
81. GUILLUAME Tom Du Toit: Osteo-Cartilaginous Hemi-Arthroplasty of the Hip. Arch. Orthop. Traumat. Surg., 93: 217 (1979)
82. HAAS, S.S., BRAUER, G.M., DICKSON, G.: A Characterization of Polymethylmethacrylate Bone Cement. J. Bone Jt. Surg., 57-A: 380 (1975)

83. HACKENBROCH, M.H., BRUNS, H.: Unsere Ergebnisse mit der Totalprothese des Hüftgelenks 3 bis 6 Jahre postoperativ. Orthop. Praxis 12: 586 (1975)
84. HACKENBROCH, M.H., PLITZ, W., SPRINGER, H.-H.: Abriebverluste an Polyesterköpfen operativ entfernter Hüfttotalprothesen. Unfallheilkunde, 82: 52 (1979)
85. HANSER, U.: Unveröffentlichte Daten. (1975)
86. HARMS, J., VAN DE BERG, P.A., MERTZ, C.: Knochenrevascularisation nach Refobacin-PalacosR-Füllung. Arch. orthop. Unfall-Chir., 80: 71 (1974)
87. HARMS, J., MÄUSLE, E.: Gewebliche Anpassungsvorgänge an selbsthaltende Tragrippenendoprothesen. Z. Orthop., 113: 741 (1975)
88. HARMS, J., MÄUSLE, E.: Vergleichende makroskopische und mikroskopische Befunde am Kapselgewebe der Hüfte nach Totalalloplastik. Orthop. Praxis 13: 33 (1977)
89. HARRISON, J.H., SWANSON, D.S.: A comparison of tissue reaction to plastic materials. Arch. Surg., 74: 139 (1957)
90. HEIPERTZ, W.: Lockerung und Infektion der Hüftgelenk-Totalendoprothese. Z. Orthop., 112: 938 (1974)
91. HESSERT, G.R., JÄGER, M., KRIPPENDORF, B.: Ergebnisse der totalen Hüftendoprothese. Arth. orthop. Unfall-Chir., 72: 305 (1972)
92. HINTERBERGER, J., UNGETHÜM, M.: Biomechanische Betrachtungen zur Beanspruchung der Verankerung von Femurschaftprothesen. Z. Orthop., 115: 936 (1977)
93. HINTERBERGER, J., UNGETHÜM, M.: Untersuchungen zur Tribologie und Festigkeit von Aluminiumoxidkeramik-Hüftendoprothesen. Z. Orthop., 116: 294 (1978)
94. HOFFMANN-DAIMLER, S.: Mechanische Faktoren der Lockerung von Hüftgelenksprothesen und Möglichkeiten ihrer Beseitigung. Z. Orthop., 112: 498 (1974)

95. HOLZ, U., GUBBA, H.J.: Zur Problematik des Prothesenwechsels bei Lockerungen und Infektionen des alloarthroplastischen Hüftgelenksersatzes. Arch. orthop. Unfall-Chir., 80: 165 (1974)
96. HOLZ, U., UNGETHÜM, M.: Klinische und experimentelle Untersuchungen wesentlicher Faktoren bei der dauerhaften Verankerung von Hüfttotalendoprothesen. Arch. Orthop. Unfall-Chir., 82: 195 (1975)
97. HOMSY, C.A.: Prosthesis seating compounds of rapid cure acrylic polymer. Joint workshop on total hip replacement and skeletal attachment. National academy of science. American Academy of Orthopedic Surgeons (1969)
98. HOMSY, C.A., TULLOS, H.S., KING, J.W.: Some physiological aspects of prosthesis stabilization with acrylic polymer. Clin. Orthop., 83: 317 (1972)
99. HUGGLER, A.H., SCHREIBER, A.: Alloarthroplastik des Hüftgelenks. S. Stuttgart. Thieme (1978)
100. HUKE, B., SPERLING, M., STEINHÄUSER, M.: Der Überdehnungsriß von Gefäßen als Komplikation alloarthroplastischer Operationen. Arch. orthop. Unfall-Chir., 85: 171 (1976)
101. JÄGER, M., KÜSSWETTER, W., RÜTT, J., UNGETHÜM, M., BURKHARDT, R.: Experimentelle Torsionslockerung technisch verschieden implantierter Hüftendoprothesenpfannen. Z. orthop., 112: 34 (1974)
102. JÄGER, M., UNGETHÜM, M.: Korrelation klinischer und technischer Aspekte zur Frage der Endoprothesenlockerung. Orthop. Praxis, 12: 578 (1975)
103. JOHNSON, T.H., CROTHERS, O.: Nailing versus Prosthesis für Femoral-Neck Fractures. J. Bone Jt. Surg. 57-A: 686 (1975)
104. KAKKAR, V.V., FIELD, E.S.: Low doses of heparin in prevention of deep vein thrombosis. Lancet, ii: 669 (1971)
105. KAKKAR, V.V., CORRIGAN, T.: Efficacy of low doses of heparin in prevention of deep vein thrombosis after major surgery. Lancet, ii: 101 (1972)

106. KAKKAR, V.V., STAMMATAKIS, J.D.: Synergistic effect of heparin and dihydroergotamine in the prophylaxis of postoperative vein thrombosis. In: Postoperative Thromboembolie - Prophylaxe. Stuttgart, New York: Schattauer (1977)
107. KEYL, W., HEPP, W.R.: Informationswert der Hüftarthrographie bei Verdacht auf Prothesenlockerung. Arch. orthop. Unfall-Chir., 77: 330 (1973)
108. KNESE, K.H.: Knochenstruktur als Verbundbau. Stuttgart: Thieme (1958)
109. KÖLBEL, R., BOENICK, U.: Mechanische Eigenschaften der Verbindung zwischen spongiösem Knochen mit Polymethylmetacrylat bei statischer Belastung. I. Zugfestigkeit. Arch. orthop. Unfall-Chir., 73: 89 (1972)
110. KÖLBEL, R., BOENICK, U.: Mechanische Eigenschaften der Verbindung von spongiösem Knochen mit Polymethylmetacrylat bei statischer Belastung. II. Scherfestigkeit. Arch. orthop. Unfall-Chir., 77: 339 (1973)
111. KÖLBEL, R.: Mechanische Eigenschaften einer Verbindung von spongiösem Knochen und Polymethylmetacrylat bei periodischer Belastung. Arch. orthop. Unfall-Chir., 80: 31 (1974)
112. KÖLBEL, R., ROHLMANN, A., FRIEBOLD, G.: Kritische Stellungnahme zu der Arbeit von G. Ritter und Mitarb. "Die Zuggurtungs-Hüftendoprothese". Arch. orthop. u. Unfall-Chir., 89: 245 (1976)
113. KORVALD, E., STØREN, E.J., ONGRE, A.: Simultaneous use of warfarinsodium and dextran 70 to prevent postoperative venous thrombosis in patients with hip fractures. J. Oslo Cg. Hosp., 23: 25 (1973)
114. KUHNER, E.H.: Über verschiedene Knochenzemente. Akt. Traumatol., 3: 263 (1973)
115. LEE, A.J.C., LING, R.S.M.: Some preparties of polymethylmethacrylate with reference to its use in orthopaedic surgery. Chir. Orthop., 95: 281 (1973)

116. LEE, A.J.C., LING, R.S.M.: Further studies of Monomer Loss by Evaporation During the Penetration of Acrylic Cement for Use in Orthopaedic Surgery. Clin. Orthop. Rel. Res., 106: 122 (1975)
117. LEE, A.J.C., LING, R.S.M.: The effect of implant design on fixation and performance. Transactions of the 3rd Annual Meeting Soc. for Biomaterials, 14. New Orleans, La. (1977)
118. LIEDLOFF, H., HINDERSIN, P.: Die Aussagekraft von Fibrin-spaltprodukten (FSP) als diagnostischer Thrombolyse-Parameter von thromboembolischen Reaktionen der Alloarthroplastiken des Hüftgelenks. Beitr. Orthop. u. Traumatol., 24: 134 (1977)
119. LINDER, L.: Tissue Reaction To Methyl Methacrylate Monomer. Acta orthop. scand., 47: 3 (1976)
120. LINDGREN, L., LINDBERG, L.: Orthopaedic Infections During A 5-Year Period. Acta orthop. scand., 43: 325 (1972)
121. LINDGREN, U., ELMROS, Th., HOLM, S.E.: Bacteria In Hip Surgery. Acta orthop. scand., 47: 320 (1976)
122. MAIER, S. GRISS, P.: Nachuntersuchungsergebnisse der totalen Alloarthroplastik der Hüfte unter besonderer Berücksichtigung der Spätkomplikationen 4 bis 7 Jahre post operationem. Z. Orthop., 115: 274 (1977)
123. MALLORY, Th.H., Rupture of the Common Iliac Vein from Reaming the Acetabulum During Total Hip Replacement. J. Bone Jt. Surg., 54-A: 276 (1973)
124. McELFRESH, E.C., CONVENTRY, M.B.: Femoral and Pelvic Fractures after Total Hip Arthroplasty. J. Bone Jt. Surg., 56-A: 483 (1974)
125. McKEE, G.U.: Development of total prosthetic replacement of the hip chir. Orthop., 72: 85 (1970)
126. McKEE, G.U.: CHEN, S.C.: The Statistics of the McKee-Farrar A Method of Total Hip Replacement. Clin. Orthop., 95: 26 (1973)
127. McKENZIE, A.W., AITKEN, C.V.E., RISDILL - SMITH, R.: Urticaria after insertion of Smith-Peterson Vitallium nail. Br. Med. J., 4: 36 (1967)

128. MENDES, D.G.: Roentgenographic evaluation of total hip replacement. A study of 100 McKee-Farrar prosthetic replacements. Clin. Orthop., 95: 104 (1973)
129. MILLER, W.E., DANIEL, W.W., COVENTRY, M.B.: Pulmonary Complications after Total Hip Arthroplasty with Charnley Prosthesis as Revealed by Chest Roentgenograms. J. Bone Jt. Surg., 54-A: 282 (1972)
- 129a. MILLER, A.J.: Late Fracture Of The Acetabulum After Total Hip Replacement. J. Bone Jt. Surg., 54-B: 600 (1972)
130. MILNER, H., DALL, D., McCONNELL, V.A.: Angle Diagrams in the Assessment of Locomotor Function. S. Afr. Med. J., 47: 951 (1973)
131. MITTELMEIER, H.: Zementlose Verankerung von Endoprothesen nach dem Tragrippenprinzip. Z. Orthop., 112: 27 (1974)
132. MITTELMEIER, H., HARMS, J.: Hüftalloplastik mit Keramik-Endoprothesen bei traumatischen Hüftschäden. Unfallheilkunde, 82: 67 (1979)
133. MODIG, J., OLERUD, S.: Sudden pulmonary dysfunction in prosthetic hip replacement surgery. Acta anaesth. scand., 17: 270 (1973b)
134. MODIG, J., BUSCH, C.: Pulmonary microembolism during intramedullary orthopaedic trauma. Acta anaesth. scand., 18: 133 (1974)
135. MODIG, J., BUSCH, C.: Aterial Hypotension and Hypoxaemia During Total Hip Replacement: The Importance of Thromboplastic Products, Fat Embolism and Acrylic Monomers. Acta anaesth. scand., 19: 28 (1975)
136. MODIG, J., MALMBERG, P.: Pulmonary Dysfunction During Hip Surgery. Acta anaesth. scand., 15: 320 (1976)
137. MORSCHER, E., MATHYS, R.: Erste Erfahrungen mit einer zementlosen isoelastischen Totalprothese der Hüfte. Z. Orthop., 113: 745 (1975)
138. MÜLLER, M.E.: Total hip prosthesis. Chir. Orthop., 72: 63 (1970)
139. MÜLLER, M.E.: Der derzeitige Stand der Totalendoprothese des Hüftgelenks. Z. Orthop., 112: 933 (1974)

140. MÜLLER, M.E., NIEDERER, P.: Design, performance and fracture of femoralstem components. Vortrag 3rd Annual Meeting Soc. for Biomaterials. New Orleans, La. (1977)
141. MUHR, G., STOCKHUSEN, H.: Die Hüftorthoplastik mit isoelastischen Totalprothesen im Tierexperiment. Arch. orthop. Unfall-Chir., 86: 115 (1976)
142. MURRAY, M.P., BREWER, B.D.: Kinesiology after McKee-Farrar Total Hip Replacement. J. Bone Jt. Surg., 57-A: 337 (1975)
143. OH, J., ERRICO, J.D., HARRIS, W.H.: The effect of stress distribution in the proximal femur after total hip implantation. Transactions of the 3rd Annual Meeting Soc. for Biomaterials, New Orleans, La. (1977)
144. DEST, O.: Mechanische Untersuchung der Knochen-Zement-Verbindung am menschlichen Femur. Habilitationsschrift, Med. Fakultät Gießen. Gahmig-Druck, Gießen 1970
145. PARK, W.Y., BALINGIT, P., KENMORE, P.I., MacNamara, T.E.: Changes in arterial oxygen tension during total hip replacement. Anaesthesiology, 39: 642 (1973)
146. PARK, W.Y.: Effect of Poly(methyl Methacrylate) in Arterial PO_2 in Total Hip Operation. J. Biomed. Mater Res., 9: 381 (1975)
147. PARONS, D.W., GODDARD, D., ANSELL, R.H.: Observations on the fixation of the femoral component of total hip prostheses using acrylic cement. J. Bone Jt. Surg., 52-B: 177 (1970)
148. PEEBLES, D.J., ELLIS, R.H.: Cardiovascular Effects of Methylmethacrylate Cement. Br. Med. J., 1 : 349 (1972)
149. PEGHUM, J.S., MEDHURST, E.A.: Contact Dermatitis from Penetration of Rubber Gloves by Acrylic Monomer. Br. Med. J., 2: 141 (1971)
150. PELLING, D., BUTTERWORTH, U.R.: Cardiovascular effects of acrylic bone cement in rabbits and cats. Br. Med. J., 2: 638 (1973)

151. PHILLIPS, H., COLE, P.V.: Cardiovascular Effects of Implanted Acrylic Bone Cement. Br. Med. J., 3: 460 (1971)
152. PUHL, W., WEBER, H.: Ergebnisse der Hemialloarthroplastik des Hüftgelenks, Z. Orthop., 113: 749 (1975)
153. RECKLING, F.W., DILLON, W.L.: The Bone-Cement Interface Temperature during Total Joint Replacement. J. Bone Jt. Surg., 57: 80 (1976)
154. RHINELANDER, F.W., ROUWEYHA, M.: Microvascular and histogenetic responses to implantation of porous ceramic into bone. J. Biomed. Mater. Res., 5: 81 (1971)
155. RHINELANDER, F.W.: Effects of Medullary Nailing on the Normal Blood Supply of the Diaphyseal Cortex. Instructional Course Lectures. The American Academy of Orthopaedic Surgeons, 22: 161. St. Louis, C.V. Mosby, (1973)
156. RITTER, G., GRÜNERT, A.: Biomechanische Ursachen von Lockerung und Bruch der Hüftendoprothesen. Arch. orthop. u. Unfall-Chir., 77: 154 (1973)
157. RITTER, G., GRÜNERT, A.: Die Zuggurtungs-Hüftendoprothese. Arch. orthop. u. Unfall-Chir., 86: 1 (1976)
158. RÖHRLE, H., RITTER, G., GRÜNERT, A.: Der Kraftfluß bei Hüftendoprothesen. Arch. orthop. Unfall-Chir., 89: 49 (1977)
159. ROSEMEYER, B., PFÖRRINGER, W.: Zur Problematik des Hüftgelenkersatzes mit Prothesenteilen aus Polyester. Arch. Orthop. Unfall-Chir., 85: 111 (1976)
160. ROSSAK, K., BRINKMANN, K.E.: Erste Erfahrungen mit einer zementlos zu verankernden Keramikprothese zur Austauschoperation ausgelockerter Totalendoprothesen. Z. Orthop., 115: 290 (1977)
161. SAFI, R., SCHREIBER, A.: Ergebnisse der Hüftendototalplastik (Kontrolle der 1962 - 1968 operierten Fälle). Z. Orthop., 110: 83 (1972)
162. SAGAR, S. NAIRN, D.: Efficacy of low-dose heparin to improve efficacy of peroperative intermittent calf compression in prevention of extensive deep vein thrombosis in patients undergoing total hip replacement. Lancet, 1 : 1151 (1976)

163. SALZMANN, E.W., HARRIS, W.H., DE SANETIS, R.W.: Anti-coagulation for prevention of thromboembolism following fractures of the hip. *New Engl. J. Med.*, 275: 122 (1966)
164. SCHLAG, G., DINGELDEIN, E.: Tierexperimentelle Untersuchungen mit Knochenzementen. Paper presented at the 1st International Congress on Prosthesis Techniques and Functional Rehabilitation. 19-24 March, 1973. Vienna, Austria.
165. SCHLAG, G., SCHLIEP, H.-J., DINGELDEIN, E.: Sind intraoperative Kreislaufkomplikationen bei Alloarthroplastiken des Hüftgelenks durch Methylmetacrylat bedingt? *Anaesthesist*, 25: 60 (1976)
166. SCHLAG, G., PIEHLER, J.: Unveröffentlichte Daten (1977)
167. SCHNEIDER, R.: Totalprothese der Hüfte: Die Verkeilung der Schaftprothese als Prinzip. *Unfallheilkunde*, 81: 255 (1978)
168. SCHÖLLNER, D., KRASEMANN, P.-H.: Akute Iliacaverschlüsse nach Austauschoperationen von Hüftendoprothesen. *Arch. orthop. Unfall-Chir.*, 83: 305 (1975)
169. SCHULITZ, U.P., DUSTMANN, H.O.: Komplikationen der Totalendoprothese. *Arch. orthop. Unfall-Chir.*, 85: 33 (1976)
170. SEVITT, S., GALLAGHER, N.G.: Prevention of venous thrombosis and pulmonary embolism in injured patients. *Lancet*, ii: 981 (1959)
171. SEVITT, S.: Fat embolism in patients with fractured hips. *Br. Med. J.*, 2:257 (1972)
172. SHARNOFF, J.G., De BLASIO, G.: Prevention of fatal postoperative thromboembolism by heparin prophylaxis. *Lancet*, ii: 1006 (1970)
173. SLOOFF, T.J.J.H.: A cement syringe. *Acta orthop. belg.*, 35: 1012 (1969)
174. SLOOFF, T.J.J.H.: The influence of acrylic cement. *Acta orthop. scand.*, 42: 465 (1971)
175. SMITH, D.M., STINCHFIELD, F.E.: Complications of Austin Moore Arthroplasty. *Jour. Bone Jt. Surg.*, 57-A: 31 (1975)

176. STAUFFER, R.N., SMIDT, G.L.: Clinical and Biomechanical Analysis of Gait Following Charnley Total Hip Replacement. Clin. Orthop. Rel. Res., 99: 70 (1974)
177. STOCK, D., SCHMID-ULLRICH, K.: Ergebnisse und Komplikationen der totalen Hüftendoprothesen-Operationen. Orthop. Praxis, 12: 592 (1976)
178. STÖHR, M., SCHUMM, F.: Nervenläsionen beim totalen Hüftgelenkersatz und anderen Operationen am Hüftgelenk. Deut. Med. Wochenschr., 100: 1368 (1975)
179. STÖHMER, G., WEBER, B.G.: Die neue Rotationshüftendoprothese nach dem Baukastenprinzip, System Weber. Erfahrungen und Nachkontrollergebnisse nach 5 Jahren. Z. Orthop., 116: 285 (1978)
180. SÜREN, E.G., MELLMANN, J.R., LEITZ, K.H.: Gefäßkomplikationen beim alloplastischen Hüftgelenkersatz. Arch. orthop. Unfall-Chir., 85: 217 (1976)
181. SWEDENBORG, J.: On the role of vasoactive substances in haemodynamic changes induced by thrombin. Acta chir. scand., Suppl. 413 (1971)
182. THOMAS, T.A., SUTHERLAND, I.C., WATERHOUSE, T.D.: Cold Curing Acrylic Bone Cement. Anaesthesia, 26: 298 (1971)
183. TRACZUK, H.: False Aneurysm Of The External Iliac Artery Following Hip Endoprosthesis. Acta orthop. scand., 47: 317 (1976)
184. TSCHERNE, H., WESTERMANN, K., TREUTZ, O., PRETSCHNER, P., MELLMANN, J.: Thromboembolische Komplikationen und ihre Prophylaxe beim Hüftgelenkersatz. Unfallheilkunde, 81: 178 (1978)
185. UNGETHÜM, M., JÄGER, M., WITT, A.N.: Sphärizitätsmessungen an Totalendoprothesen nach McKee-Farrar und Weber-Huggler. Arch. orthop. Unfall-Chir., 73-1 (1972)
186. UNGETHÜM, M., JÄGER, M.: Ein neuer Simulator zur Testung von Totalendoprothesen für das Hüftgelenk. Arch. orthop. u. Unfall-Chir., 77: 304 (1973)
187. VAN VREONHOVEN, T.J.M.O., VAN ZIJL, J., MULLER, H.: Low-dose subcutaneous heparin versus oral anti-coagulants in the prevention of postoperative deep venous thrombosis. Lancet, i: 375 (1974)

188. VOORHOEVE, A.: Austauschoperationen von Hüftgelenkendo-
prothesen unter Verwendung von Knochenzement-
Metallkonstruktionen. Chir. praxis 27: 275
(1980)
189. WALKER, P.S., BULLOUGH, P.G.: The Effects of Friction
and Wear in Artificial Joints. Orthop. Clin.
North. Am. 4: 275 (1973)
190. WALKER, P.S., SALVATI, E., HOTZLER, R.K.: The Wear on
Removed McKee-Farrar Total Hip Prostheses. J.
Bone Jt. Surg., 54: 92 (1974)
191. WEBER, B.G.: Hip arthroplasty complications after total
hip replacement by rotationendoprosthesis.
Acta orthop. scand., 42: 444 (1971)
192. WEBER, B.G., STÜHMER, G.: Erfahrungen und Ergebnisse mit
der Rotations-Totalprothese für das Hüftge-
lenk. Acta Traumatol., 3: 225 (1973)
193. WEBER, E.R., DAUBE, J.R., COVENTRY, M.B.: Peripheral
Neuropathies Associated with Total Hip
Arthroplasty. J. Bone Jt. Surg., 58-A: 66
(1976)
194. WEDGE, J.-H., KIRKALDY-WILLIS, W.H., HAYTON, R.C.:
Dextran 75 in the prophylaxis of deep venous
thrombosis and pulmonary embolism. Canad. J.
Surg., 17: 45 (1974)
195. WILCOX, B.: Unpublished data (1976)
196. WILD, A.H., GREENWALD, A.S.: Acrylic bone cement.
Symposium on osteoarthritis, -: 86 (1975)
197. WILD, A.H., GREENWALD, A.S.: Shear Strength of Self-Curing
Acrylic Cement. Clin. Orthop. Rel. Res., 106:
126 (1975)
198. WILLERT, H.-G., PULS, P.: Die Reaktion des Knochens auf
Knochenzement bei der Allo-Arthroplastik der
Hüfte. Arch. orthop. Unfall-Chir., 72: 33
(1972)
199. WILLIAMS, H.T.: Prevention of postoperative deep vein
thrombosis with preoperative vein thrombosis.
Lancet ii: 950 (1971)

200. WILTSE, L.L., HALL, R.H., STEVENHJEM, J.C.: Experimental studies regarding the possible use of self-curing acrylic in orthopedic surgery. J. Bone Jt. Surg., 39-A: 961 (1957)
201. WITT, A.N., HACKENBROCH, M.H.: Therapeutische Möglichkeiten bei gelockerten Hüfttotalprothesen. Z. Orthop., 114: 330 (1976)
202. ZERNAVICZKY, J., SIEMSEN, C.-H., DAHMEN, G.: Ermüdungsbrüche im vorderen Beckenbereich nach Hüftendoprothesen aus statisch-dynamischer Sicht. Z. Orthop., 113: 367 (1975)

An dieser Stelle möchte ich Herrn Professor Dr. R. Bedacht für die freundliche Überlassung des Themas und seine fortwährende und stets prompte Unterstützung bei der Durchführung meiner Arbeit herzlich danken.

Ebenso gilt mein Dank Herrn Professor Dr. G. Heberer für die Möglichkeit, an seiner Klinik arbeiten zu dürfen.

Des weiteren möchte ich Frau Füssel für ihre freundliche Hilfe danken.

LEBENS LAUF

Am 2. November 1953 wurde ich als einziges Kind des Arztes Dr. med. Josef Piehler und seiner Ehefrau Agnes, geb. Rottenkolber, in Erbdorf, Kreis Neustadt/Waldnaab (Oberpfalz) geboren.

Von 1960 bis 1964 besuchte ich die Volksschule in Mallersdorf/Niederbayern, danach das Humanistische Gymnasium in Straubing, wo ich das Abitur im Mai 1973 erfolgreich ablegte.

Bis zur Zulassung zum Studium der Humanmedizin belegte ich im Wintersemester 73/74 das Fach Physik an der Universität Regensburg. Das Fach Humanmedizin studierte ich an den Universitäten Frankfurt/Main, Regensburg sowie der Technischen Universität München, wo ich im Zeitraum März und April 1980 erfolgreich den schriftlichen und mündlichen Teil des 3. Staatsexamens absolvierte.

